

2019 Iberdiscap

X Congreso Iberoamericano de
Tecnologías de Apoyo a la Discapacidad

Buenos Aires 20, 21 y 22 de noviembre ■



MEMORIAS ■



2019 Iberdiscap. X Congreso Iberoamericano de Tecnologías de Apoyo a la
Discapacidad : memorias / compilado por Silvia Mercante. - 1a ed.-
General San Martín : Instituto Nacional de Tecnología Industrial - INTI,
2020.

Libro digital, PDF

Archivo Digital: descarga y online

ISBN 978-950-532-438-5

1. Discapacidad. 2. Tecnología Biomédica. 3. Rehabilitación. I. Mercante, Silvia, comp.
CDD 617.03

2019 Iberdiscap

**X Congreso Iberoamericano de
Tecnologías de Apoyo a la Discapacidad**

Buenos Aires 20, 21 y 22 de noviembre

MEMORIAS

ORGANIZADORES

ORGANIZADORES LOCALES

Rafael Kohanoff

Instituto Nacional de Tecnología Industrial (INTI)

Miriam Weinberg

Sociedad Argentina de Medicina Física y Rehabilitación (SAMFYR)

Silvana Mercante

Hospital José Néstor Lencinas

ORGANIZADORES INTERNACIONAL

Ángel Gil Agudo

Presidente de AITADIS

Fernando Brunetti

Universidad Católica «Nuestra Señora de la Asunción»

José L. Pons, Diego Torricelli y Pilar Raya

Grupo de Neuro-Rehabilitación, Instituto Cajal, CSIC

PRESIDENTE DEL COMITÉ CIENTÍFICO

Fernando Brunetti

Universidad Católica «Nuestra Señora de la Asunción»

COMITÉ ACADÉMICO

Juan C. Moreno, Grupo de Neuro-Rehabilitación, Instituto Cajal, CSIC

Diego Torricelli, Grupo de Neuro-Rehabilitación, Instituto Cajal, CSIC

José L. Pons, Grupo de Neuro-Rehabilitación, Instituto Cajal, CSIC

Margarita Cañadas, Universidad Católica de Valencia

Rafael Raya Universidad, CEU San Pablo

Eduardo Rocon, Centro de Automática y Robótica, CSIC

Antonio del Ama, Hospital Nacional de Paraplégicos de Toledo

Julio Abascal, Universidad del País Vasco

Javier Roa, Technaid S.L.

José María Azorín, Universidad Miguel Hernández

Joaquín Chaler, UB-UdG. Bellvitge Campus.

L'Hospitalet de Llobrega

Luis Azevedo, Anditec

Edgardo Cersósimo, Hospital José Néstor Lencinas

Natalia López, Universidad Nacional de San Juan

Carolina Tabernig, Universidad Nacional de Entre Ríos

Susana Sequeiros, Agencia Nacional de Discapacidad

Alejandra Frey, Agencia Nacional de Discapacidad

Rubén Carlos Acevedo, Sociedad Argentina de Ingeniería Biomédica

Miriam Campos, Secretaría de Ciencia Técnica e Innovación Productiva

Ana Paola Libonatti, Secretaría de Ciencia Técnica e Innovación Productiva

Fernando Salvucci, Centro de Rehabilitación Física Integral, Clínica Pasteur

Anselmo Frizzera, Neto Universidad Federal de Espírito Santo

Teodiano Freire Bastos, Universidad Federal de Espírito Santo

Rodrigo Cubillos, Teletón Chile

Asterio Andrade, Centro de Rehabilitación Cruz del Sur

Patricio Barria, Centro de Rehabilitación Cruz del Sur

Pablo Aqueveque, Universidad de Concepción

Luis Eduardo Rodríguez Cheu, Escuela Colombiana de Ingeniería Julio Garabito

Carlos Cifuentes, Escuela Colombiana de Ingeniería Julio Garabito

Marcela Munera, Escuela Colombiana de Ingeniería Julio Garabito

Eduardo Caicedo, Universidad del Valle

Javier Castillo, Universidad Santiago de Cali

Luca Cernuzzi, Universidad Católica «Nuestra Señora de la Asunción»

Vicente González, Universidad Católica «Nuestra Señora de la Asunción»

Sofía Barranco, Teletón Paraguay

Mónica Pérez, Shirley Ryan Ability Lab

José Carmena, UC Berkeley

Michel Maharbiz, UC Berkeley

Mar Cortes, Icahn School of Medicine at Mount Sinai

PRESENTACIÓN

Según la Organización Mundial de la salud (OMS, 2018) más de mil millones de personas, es decir, un 15% de la población mundial, padece alguna forma de discapacidad. La misma fuente señala que entre 110 y 190 millones de adultos tienen algún tipo de limitación funcional. Las tasas de discapacidad están aumentando a causa del envejecimiento de la población y el aumento de las enfermedades crónicas, entre otras causas. Las personas con discapacidad tienen menos acceso a los servicios de asistencia sanitaria y, por lo tanto, necesidades básicas insatisfechas.

Las personas con discapacidad se enfrentan a una gran variedad de obstáculos cuando buscan asistencia sanitaria, entre ellos: costos prohibitivos, oferta limitada de servicios, obstáculos físicos, aptitudes y conocimientos inadecuados del personal sanitario

Los gobiernos para mejorar la salud de las personas con discapacidad deben facilitar el acceso a servicios de asistencia sanitaria de buena calidad, que sean asequibles y que utilicen de manera óptima los recursos públicos, procurar que las personas con discapacidad se beneficien de los programas de salud pública en pie de igualdad, aplicar incentivos para estimular a los proveedores de asistencia sanitaria, hacer accesibles los servicios y proporcionar exámenes, tratamientos y seguimiento integrales, considerar opciones para reducir o eliminar los pagos directos por parte de las personas con discapacidad que no tienen otros medios de costearse los servicios de asistencia sanitaria, incluir a las personas con discapacidad en la vigilancia de la asistencia sanitaria, realizar investigaciones en torno a las necesidades, las barreras y los resultados sanitarios de las personas con discapacidad y adoptar las medidas para que éstas resulten útiles a las personas.

El uso de tecnologías complejas y avanzadas se extendió a todos los campos y la rehabilitación médica no fue ajena a este fenómeno. En su desarrollo participan equipos de varias disciplinas, articulando de manera novedosa la acción de los médicos, ingenieros y técnicos.

En nuestro país, se ha tomado conciencia de que el desarrollo y la evolución de la Tecnología de la Rehabilitación debe hacerse en el seno de los centros y servicios hospitalarios de rehabilitación; como así mismo se puede generar en centros universitarios, pero siempre deben ser verificados y valorados en ámbito de la salud.

En nuestro país la acción desarrollada por la Asociación Iberoamericana de Tecnologías de Apoyo a la Discapacidad (AITADIS) y la Red REASISTE han favorecido que el Instituto Nacional de Tecnología Industrial (INTI) y el Hospital Lencinas, a través de la participación institucional de médicos fisiatras, protesistas y ortesistas, kinesiólogos, y otros profesionales de la salud y organismos públicos

de ciencia y tecnología comiencen a actuar articuladamente. Se avanza en este sentido en la manera de determinar necesidades de los pacientes, realizar la prescripción y comprobación de equipos y aparatos existentes como así también la promoción, evaluación y pruebas de prototipos nuevos.

En este escenario, es fundamental lograr mejoras sustanciales en organizaciones y en los servicios de rehabilitación disminuyendo los costos de las instalaciones e incrementando la satisfacción de los pacientes.

CONGRESO IBERDISCAP 2019

La X versión de Iberdiscap se realizó en Buenos Aires, organizada por la Asociación Iberoamericana de Tecnologías de Apoyo a la Discapacidad (AITADIS) a nivel internacional, el INTI y la Sociedad Argentina de Medicina Física y Rehabilitación (SAMFYR) a nivel nacional, y tuvo lugar en el Centro Cultural de la Ciencia. Este espacio, creado con el objetivo de acercar la ciencia y la tecnología a la sociedad, está ubicado en el Polo Científico Tecnológico y depende de la Secretaría de Gobierno de Ciencia, Tecnología e Innovación Productiva.

Cabe aclarar que la Red REASISTE, que se desprende de AITADIS, nuclea profesionales del área de la salud y la tecnología, como ingenieros y clínicos. Integrada por países de la Comunidad Iberoamericana, que han estado relacionadas con la investigación, el desarrollo, la difusión, el uso y la promoción general de dispositivos y servicios de naturaleza tecnológica con el fin de paliar las limitaciones funcionales de las personas con diferentes tipos de discapacidad con el objetivo de lograr un mayor bienestar.

Su presidente actual, el doctor en Medicina Ángel Gil Agudo, Médico Fisiatra, Jefe del Servicio de Rehabilitación del Hospital de Parapléjicos de Toledo, fue quien propició la realización del Congreso en la Ciudad de Buenos Aires.

Dentro de los organizadores locales, la Dra Silvana Mercante, Jefa del Servicio de Rehabilitación del Hospital Jose Nestor Lencinas y el Ing. Rafael Kohanoff, Director del Área de Tecnologías para la Salud y la Discapacidad del INTI formaron parte de la red de Investigadores en Tecnología en Rehabilitación (Red REASISTE), financiada por el Programa Iberoamericano de Ciencia y Tecnología para el Desarrollo (CYTED) y coordinada por el profesor José María Azorín. Desde el año 2016 se viene trabajando en conjunto y participando de jornadas y congresos internacionales, como las Jornadas AITADIS y el Congreso IBERDISCAP. Los participantes de la Red finalizaron la construcción de prototipos de cuatro exoesqueletos para rodilla y tobillo que pasan a la etapa de la prueba de uso, validación y mecanismos para que éstos sean accesibles en los centros de rehabilitación.

El evento principal se llevó a cabo durante tres días en los que investigadores, profesores y estudiantes de diferentes partes del mundo presentaron sus

avances de investigaciones, especialmente resultados de proyectos en ambientes clínicos y tecnológicos.

Durante el encuentro se realizaron dos tipos de divulgación: presentaciones orales en sesiones paralelas tanto en las mañanas como en las tardes durante los tres días; y sesiones de pósteres acompañadas de una intervención oral. Por otra parte, un día antes de la inauguración se llevó a cabo el curso de exoesqueletos dictado por investigadores de la Red REASISTE, en instalaciones del INTI.

En resumen, durante el evento se registraron 170 personas; se desarrollaron 26 sesiones especiales y se presentaron 135 contribuciones, las cuales fueron presentadas en modalidad oral y póster. Es de destacar que hubo investigadores de diferentes países, entre los cuales se encuentran España, México, Brasil, Canadá, Chile, Argentina, Paraguay, Portugal, Estados Unidos, Uruguay, Honduras y Colombia.

A su vez se brindaron conferencias plenarias a cargo de destacados especialistas. El Dr. Ricardo Armentano, consultor en educación y miembro de la Fundación Desarrollo Productivo y Tecnológico de Argentina, ofreció su visión sobre “La educación de la ingeniería biomédica en la era de la tecnología consciente en Bioingeniería”. Por su parte, el Dr. José Carmena de la Universidad de California, Berkeley, Estados Unidos, disertó sobre “Interfaces cerebro-máquina: tecnología, bases neurales, y aplicaciones clínicas”; y, por último, el Dr. Joan Vidal Samsó del Instituto Guttman de Barcelona, España, sobre “Electroestimulación medular, una realidad clínica sobre medicina física y rehabilitación”.

Con Iberdiscap 2019 hemos consolidado la construcción de un equipo interdisciplinario de profesionales en rehabilitación, técnicos e ingenieros de todos los países iberoamericanos, en una actitud de promover el cambio y la innovación a través de la transdisciplina y la visión en la temática de los países iberoamericanos.

Los congresos Iberdiscap, junto con las Jornadas AITADIS, organizados en años alternos por la Asociación homónima, sentaron las bases para esta colaboración. En definitiva, la asociación fomentó la transferencia de estas tecnologías al entorno clínico, promoviendo así el retorno de la inversión pública y privada a la sociedad.

Con el objeto de fomentar la articulación y la cooperación de instituciones vinculadas a la temática, el Congreso Iberdiscap facilitó la participación y el auspicio de la Agencia Nacional de Discapacidad, la Secretaría de Ciencia y Técnica, la Cámara de Industria de Diagnóstico Médico (CADIME), la Sociedad Argentina de Bioingeniería (SABI); y la Sociedad Internacional de prótesis y Ortesis (ISPO). Con esta edición, el congreso Iberdiscap se realizó por segunda vez en Argentina, el primero fue celebrado en Mar del Plata en 2001. Las anteriores ediciones,

se realizaron en España (Madrid, 2000 y Palma de Mallorca, 2011), Costa Rica (San José, 2004), Brasil (Vitória, 2006), República Dominicana (Santo Domingo, 2013); Chile (Punta Arenas, 2015) y Colombia (Bogotá, 2017).

Al finalizar el Congreso, se realizó la Asamblea de AITADIS, donde se coincidió en que sería conveniente que la asociación promoviera un proyecto de análisis de todos los proyectos presentados en los Congresos de Iberdiscap, a los efectos de orientarlos en función de las necesidades de cada país, promover el apoyo para su finalización y, fundamentalmente, desarrollar una metodología de transferencia de las tecnologías desarrolladas al sistema productivo y social que resulten accesibles a los sectores más necesitados.

Dra. Silvana Mercante

Hospital Lencinas

Ing. Rafael Kohanoff

Instituto Nacional de Tecnología Industrial

ÍNDICE DE PONENCIAS

1. Valoración de las tecnologías de apoyo y rehabilitación	24
Datos preliminares en pacientes patológicos con hemiparesia en un sistema de posturografía de bajo costo	25
<i>Ramona Elizabeth Galeano Galeano, Diego Ariel Galeano Galeano, Jazmín Rocío Ovelar, Lourdes Fretes, Fernando Brunetti, Cynthia Villalba</i>	
Efeitos da Intervenção Robótica associada à Terapia Convencional na Velocidade e Resistência de Marcha e Controle de Tronco em Pacientes Acometidos por Acidente Vascular Cerebral	30
<i>Cristhina Bonilha H. Siegle, Joyce F. de Carvalho, Daniela M. Utiyama, Fabio M. Alfieri, Denise Matheus, Denise V. Ayres, Linamara Battistella, Pedro G. de Castro</i>	
Efeitos Combinados da Fisioterapia e Terapia Robótica no Equilíbrio e Velocidade da Marcha em Pacientes com Lesão Medular Incompleta	34
<i>Joyce Karoline Friosi de Carvalho, Cristhina Bonilha Huster Siegle, Daniela Mitiyo Odagiri Utiyama, Fabio Marcon Alfieri, Denise Matheus, Denise Viana Machado Ayres, Linamara Rizzo Battistella, Pedro Claudio Gonsales de Castro</i>	
Equilibrio dinámico y actividad muscular de individuos con amputación de miembro inferior que usan prótesis	36
<i>Cynthia Herminia Carvalho Nascimento Pereira, Adriano Percival Calderaro Calvob, Mateus Fernandes Reu Urban, Leandro Procópio, Renato Zangaro, Regiane Albertini</i>	
Evaluación de la marcha en plano sagital usando técnicas de visión por computadora y un set de marcadores pasivos	42
<i>Juan Diego Mendoza Gómez, David Asael Gutiérrez Hernández, Luis Eduardo Rodríguez Cheu, Wilson Alexander Sierra</i>	
Análisis de la compensación del tronco en la rehabilitación asistida por robot	46
<i>Alice Tissot Garcia, Vinícius Menezes de Oliveira, Sibyla, reuchetti Vioto E Silva, Marcos Vinicius Moreira Ramis</i>	
Nuevas herramientas para el diagnóstico cuantitativo de enfermedad de Parkinson basadas en la invariabilidad de escala en señales de aceleración	50
<i>Gianfranco Bianchi, Lucia Ameghino, Marcela Tela, Cynthia Terroba, Malco Rossi, Marcelo Merello, Daniela, res</i>	
Desarrollo de sistema de análisis cinemático de la marcha humana aplicado a la neurorehabilitación	54
<i>Mariano Ramis, María Belén Hidalgo, Diego Uberti</i>	

Comparación de métodos para la medición de parámetros espacio-temporales en la marcha	58
<i>Federico Witte, Natalia Simes, Fernando Kabas, Victoria Rocca, Florencia Bazterrica, Mirta Rossi</i>	

■ 2. Biomecánica y análisis de movimiento en rehabilitación 62

Método de evaluación cuantitativo para la determinación de capacidades funcionales mediante el análisis de trayectorias	63
<i>Emanuel Figueroa, Daniela Berenstein, Elisa Pérez, Ricardo Armentano, Natalia M. López, Alejandro Rodrigo</i>	

¿Cómo afecta una rizotomía dorsal selectiva la fuerza muscular desarrollada en la marcha? (un caso de estudio)	69
<i>Emiliano Ravera, Mauricio Riveras, Marcos Núñez, Clara Duffy, Claudia Bonell, Eduardo Samara, Marcos Crespo, Paola Catalfamo</i>	

Biomecánica y Análisis del Movimiento en Rehabilitación	73
<i>Joaquim Chaler</i>	

Biomecánica del miembro superior durante la marcha asistida por muletas y un exoesqueleto robótico: un estudio preliminar	76
<i>Fernando Salvucci, Míriam Febrer-Nafría, Josep Maria Font-Llagunes, Bernardo Centeno</i>	

Evaluación de la co-activación muscular en el tobillo de sujetos con lesiones de ligamento lateral de rodilla	80
<i>Daniela Hernández Ladino, Mayerly Natalia Ochoa Paipilla, Laura Bibiana Baron Rojas, Luis Eduardo Rodríguez Cheu, Wilson Alexander Sierra Arévalo, Catalina Gómez, Juan Guillermo Ortiz</i>	

Análisis del movimiento clínico	84
<i>Agostina Bertot, César Ignacio Dutto, Verónica Barrera, Cecilia Bernal, Claudia Bonell, Paola Catalfamo Formento</i>	

Análisis de un corredor mediante laboratorio de biomecánica	86
<i>Daiana Pereyra Casado, Claudia Singal, Luciano Viaje</i>	

Identificación y caracterización de sinergias flexoras mediante sistema de visión	97
<i>Fernando Jorge Muñoz Zapata, Alejandro Rodrigo, Emanuel Bienvenido Tello, Natalia Martina López Celani, María Elisa Pérez Berenguer</i>	

■	3. Ambientes inteligentes y telerrehabilitación	102
	Sistema de monitoreo remoto para adultos mayores y/o personas con enfermedades crónicas	103
	<i>Sergio Damián Ponce, Sofia Avetta, Alexis Sparapani, Camilo Garcia, David Piccinini, Natalia Lopez</i>	
	Reconocimiento de la Actividad Humana en Ambientes Residenciales Basado en Dispositivo Vestible y Red Neuronal Convolucional	105
	<i>Teodiano Bastos</i>	
	Remote Monitoring of Patients with Respiratory Diseases: Towards a Portable Device	111
	<i>Rafael Carmo de Barros, Yves Luduvico, Alan Floriano, Francisco Assis S. Santos, Teodiano Bastos-Filho</i>	
	Estrategia de Telerehabilitación implementada con usuarios y familias en institutos Teletón de Chile entre 2017-2019	115
	<i>Margarita Reveco, Rodrigo Cubillos, Stephanie Morales</i>	
	Kinemotion - Plataforma Interactiva de Rehabilitación	116
	<i>Felipe Quezada</i>	
■	4. Avances en sistemas neuroprotésicos y de estimulación eléctrica funcional	120
	Modificación del reflejo muscular de la raíz posterior debido a cambios en el porcentaje de peso corporal en sujetos voluntarios sanos	121
	<i>Álvaro Megía, Antonio J. del-Ama, Natalia Comino, Ángel Gil-Agudo, Julio Gómez-Soriano, Julian Taylor, Diego Serrano-Muñoz, Juan Avendaño-Coy, Juan C. Moreno</i>	
	Reflejo de retirada evocado por FES: su uso para re-educación de la marcha post-ACV y en sistemas BCI para neurorehabilitación	126
	<i>Carolina Tabernig, Erika G. Spaich</i>	
	The EMG-FES interface as treatment of hand extension movement in a post-stroke subject: case report	130
	<i>Jessika Fiusa, Percy Nohama, Eddy Krueger</i>	
	BCI-FES para la rehabilitación de la marcha en pacientes con Esclerosis Múltiple: resultados preliminares	134
	<i>Lucía Carolina Carrere, Melisa Taborda, Carolina Tabernig, Carlos Ballarío</i>	
	Actuación de una neuroprótesis robótica de apoyo a la marcha: el caso H-GAIT	138
	<i>Fernando Brunetti, Sergio Casco, Sergio Britez, Matías Loreiro</i>	

■ 5. Exoesqueletos de rehabilitación	140
ALICE Pediatric Exoskeleton: Pilot Clinical Study for Ambulatory, Occupational Rehabilitation	141
<i>Jesús Tamez-Duque, Ulises Tamez-Duque, Paoline Coulson, Oseas Gutiérrez, Rogelio Soto</i>	
Planejamento de movimentos autônomos para uma órtese transparente de membros inferiores	145
<i>Vitor Gaboardi dos Santos, Luís Bruno Pereira Do Nascimento, Pablo Javier Alsina, Diego da Silva Pereira, Daniel Fernandes, Adelardo A. D. Medeiros, Márcio Araújo</i>	
Equipamiento Ortésico de Accionamiento Electro-Mecánico con Sensores Inerciales para Rodilla	149
<i>Nelson Acosta, Alejandro Cruz, Federico Astete, Alejandro Kermen, Andrea Vidal, Luciano Viale</i>	
Rehabilitación de fracturas de mano y muñeca con órtesis robóticas	154
<i>Juan David Moreno Arango, Gilberto,rés Gil Henao, José Fernando Gómez Rendón, Jimena Becerra Velásquez, María Alejandra Gil Guerrero</i>	
RobHand, exoesqueleto de mano para rehabilitación de personas con discapacidad neuromotora	158
<i>Ana Cisnal, Víctor Moreno, Rubén Alonso, Víctor Lobo, Juan-Carlos Fraile, Javier Pérez-Turiel</i>	
Rehabilitación de pacientes con ACV utilizando Robot Monoarticular de tobillo de bajo costo (MEXO).	160
<i>Juan C. Moreno Sastoque, Jose Luis Pons, Antonio Del Alma, Silvana Mercante, Raúl Rojas, Maria De Los Angeles Navas, Maria Del Carmen Sanchez, Brenda Caleri, Daiana Gomez, Melisa Toledo</i>	
Human-exoskeleton computer model to simulation of interaction controls for robotic assisted rehabilitation	163
<i>Denis César Mosconi Pereira, Polyana Nunes, Adriano Almeida Gonçalves Siqueira</i>	
Diseño de órtesis dinámica para espasticidad en miembro superior	167
<i>Yeison Daniel Morales Valencia, Natali Olaya Mira, Carolina Viloría Barragan</i>	
Control Design Inspired by Primitive Motors to Coordinate the Functioning of an Active Knee Orthosis for Robotic Rehabilitation	170
<i>Polyana Nunes, Denis Mosconi, Adriano Siqueira</i>	

■ 6. Realidad virtual, juegos serios	174
Plataforma para apoyo en el diagnóstico y evaluación de la estabilometría a través de un Juegos Serio y Realidad Virtual	175
<i>Oswaldo Rivera, Juan Abril, Mauricio Mauledoux, Oscar F Aviles, Edilberto Mejia</i>	
Diseño de juego serio de Realidad Virtual para rehabilitación de balance con registro de variables psicofisiológicas	178
<i>Juan Abril, Oswaldo Rivera, Oscar Caldas, Oscar F. Avilés, Mauricio Mauledoux</i>	
Viabilidad de la Rehabilitación virtual con Leap Motion® en pacientes intervenidas de rizartrosis.	181
<i>Manuel Bayón-Calatayud, Aranda Moreno-González, Esmeralda Martín-García, Ana Maria Benavente-Valdepeñas, Angel Gil-Agudo</i>	
GaitLife, herramienta de realidad virtual para soportar el proceso de rehabilitación de la marcha humana.	184
<i>Mario Fernando Lagos, Eval Bladimir Bacca, Gloria Patricia Arango, José Miguel Ramírez</i>	
Effect of an Intervention Based on Virtual Environment for Motor Development in Children with Down Syndrome: Case Study	188
<i>Sheila Schreider,rés Alberto Ramírez Duque, Nicolas Jacobo Valencia Jimenez, Teodiano Bastos, Anselmo Frizera Neto</i>	
Tecnología virtual. Abordaje interdisciplinar en rehabilitación.	192
<i>Mariela Shaferstein, Belen Castelli, Laura De, rea</i>	
Desarrollo de un juego de realidad virtual para promoción del desempeño de habilidades funcionales en niños con Síndrome de Down	194
<i>Eliana Caus Sampaio, Rômulo Cezar Subtil, Saulo Pelissari de Almeida, Thalyta de Leles Silveira, Crystian Moraes Silva Gomes</i>	
Platform for Neuro-Rehabilitation of Post-Stroke Patients Interacting Through Motor Imagery with Virtual Environment, Robotic Devices	198
<i>Leticia Silva, Jorge Nascimento, Jéssica Lima, Denis Deslile-Rodriguez, Teodiano Bastos-Filho</i>	
Juego serio con interfaz mioeléctrica destinado a entrenar usuarios en el control de una mano robótica	202
<i>Juan M. Fontana, Mariano Sosa, Mariano Gonzalo Oviedo, Ronald O'Brien, Eric Laciari, Leonardo Molisani</i>	
Juego Serio de Realidad Aumentada para Incentivar la Actividad Física en Niños	206
<i>Alejandro Cruz, Nelson Acosta</i>	

■ 7. Interfaces cerebro - ordenador en sistemas de asistencia y rehabilitación 210

Diseño de un BCI para detectar en tiempo real la imaginación del movimiento del tobillo 211

Pilar Pardo, Eduardo Iáñez, Jorge Gaxiola, Mario Ortiz, Carlos Cifuentes, José M. Azorin

Pseudo-online EEG-Based Brain-Computer Interface for Neuro-rehabilitation Through Shoulder Flexion/Extension Motor Imagery, Robotic Exoskeleton 215

Ramón A. Reinoso Leblanch, Yunier Prieur Coloma, Leondry Mayeta Revilla, Roberto Sagaró Zamora, Denis Delisle Rodriguez, Alberto López Delis, Teodiano Bastos, Henrique Luiz de Oliveira Junior

Towards an EEG Based BCI for Neurofeedback Assisted Rehabilitation of Attention Deficit Hyperactivity Disorder 219

Henrique Luiz de Oliveira Junior, Wagner Dias Casagrande, Fabiana Santos Vieira Machado, Denis Delisle Rodriguez, Teodiano Bastos Filho, Anselmo Frizzera Neto, Mariane Souza

Estudo de Neuro-Fuzzy (ANFIS) e Percéptron de Multicamada (MLP) como classificadores de sinais de Eletroencefalografia (EEG) para sistemas de Brain Control Interface (BCI). 223

Fabiano Badaraco, Alexandre Balbinot

8. Instrumentación biomédica - avances y aplicaciones 228

Sistema ultrasónico bianural de bajo coste para detección de obstáculos en, adores 229

Patricia Delgado, Eloy Urendes Jiménez, Ramón Ceres, Eduardo Rocon

C3D: Dispositivo de generación de feedback sonovisual en tiempo real para tratamientos de rehabilitación física 233

Gala Lucía Gonzalez Barrios, Matías Nápoli

RehabHand: prototipo para rehabilitación del miembro superior basado en aplicaciones virtuales 235

Angel Gil-Agudo, María Alvarez-Rodríguez, Vicente Lozano-Berrio, Silvia Ceruelo-Abajo, Ana de Los Reyes-Guzmán

Oxigenoterapia ambulatoria: situación real de su uso. 239

Carlos Codinardo, Florencia Terradillos, Martin Masdeu

■ 9. Interfaces hombre - máquina	246
Human-robot interface for cardiac rehabilitation based on social assistive robotics	247
<i>Nathalia Céspedes Gómez, Carlos Cifuentes, Marcela Munera, Sergio Sierra, Monica Rincon-Roncancio, Luisa Gutiérrez</i>	
Control Repetitivo Aplicado a un Robot Social para Interacción con Niños con el Trastorno del Espectro Autista	251
<i>Rogério Pereira, Carlos Valadão, Eliete Caldeira, José Leandro Félix Salles, Teodiano Bastos-Filho</i>	
A Novel Multimodal Human-Robot Interaction for Walker-Assisted Gait: Merging an Admittance Controller, a Deep Learning Approach	255
<i>Wanderleyson M. Scheidegger, Ricardo Mello, Sergio D. Sierra M., Mario F. Jimenez, Marcela Múnera, Carlos A. Cifuentes, Anselmo Frizera Neto</i>	
Desarrollo de una interfaz para control de exoesqueletos de rehabilitación basado en las técnicas de rehabilitación del ACV	259
<i>Patricio Barria Aburto, Rolando Aguilar, Asterio Andrade, Andre Moris, Jose M. Azorin</i>	
Interfaz Humano-Máquina Portátil para Expresión Artística Inclusiva	262
<i>Federico N. Guerrero, Marcelo A. Haberman, Pablo, res García, Valentín A. Catacora, Rocío Madou, Alejandro Veiga, Alejandra Ceriani, Enrique Spinelli</i>	
10. Modelos de Gestión en Tecnología para la Rehabilitación	266
Incorporación de la tecnología en centros sanitarios. Experiencia del Hospital Nacional de Paraplégicos de Toledo	267
<i>Angel Gil-Agudo, Ana Esclarín de Ruz, Vicente Lozano-Berrio, Ana de Los Reyes-Guzman, Enrique Pérez-Rizo, Antonio del-Ama</i>	
Gestión en Salud y Ciencia de los Datos - Una experiencia exitosa	271
<i>Alberto Altamirano, Edgardo Villagran, Asterio, rade</i>	
Procesos Terapéuticos apoyados con Tecnología de Asistencia para Personas con Discapacidad en el Centro de NeuroRehabilitación SURGIR Cali-Colombia	273
<i>Jaime Alberto Buitrago, Claudia Patricia Chávez, Eduardo Caicedo Bravo</i>	
Abordaje de terapia ocupacional en paciente con tetraplejia para favorecer la participación comunitaria mediante el uso de tecnología asistiva.	279
<i>Alejandra Ortiz, Ivana Triay, Mariana Bonettoand, Diego Ferreira</i>	
Programa de rehabilitación de marcha con estimulación eléctrica funcional en cicloergómetro para extremidades inferiores en personas con patología del sistema nervioso.	284
<i>Patricio Barria, Andre Moris, Asterio, rade, Felipe Palma, Jose M. Azorin</i>	

Pequeñas unidades económicas de talleres de Prótesis y Ortesis para el fortalecimiento de los centros de rehabilitación públicos	287
<i>Rafael Kohanoff y Daniel Suárez</i>	
Gestión de Tecnologías en un Servicio Estatal de Rehabilitación	291
<i>Silvana Mercante</i>	
Propuesta de aplicación práctica de la CIF como método integral e interdisciplinar para la evaluación funcional de personas en situación de discapacidad	295
<i>Diego Antonio Beltramone, Marcela Fabiana Rivarola</i>	
Rol del Bioingeniero en un centro de Neurorehabilitación. Experiencia en Fleni	298
<i>Marcos Crespo, Diego Ferreyra, Marcos Nuñez</i>	
Proyecto de Creación del Centro de Transferencias de Tecnologías Accesibles de Rehabilitación	300
<i>Silvana Mercante, Rafael Kohanoff</i>	
Una experiencia argentina exitosa para lograr la accesibilidad de las ayudas técnicas prioritarias para personas con discapacidad	304
<i>Rafael Kohanoff</i>	
■ 11. Robótica en rehabilitación	310
Propuesta de plataforma robótica y sensorial para emular los movimientos de un equino en tratamientos de hipoterapia en niños	311
<i>Javier Castillo, Luis Murillo, Aura Millán, María Delgado, Teodiano Bastos, Eduardo Caicedo</i>	
Estrategias científico-técnicas para el desarrollo de una prótesis de cadera de producción nacional	315
<i>José Di Paolo, Diego M. Campana, Pablo L. Michou, Gerardo G. Gentiletti, Leandro Mayrata, Juan C. Gasso Loncan, Rosa M. Weisz, Derick R. Colmenares, Juan O. Durán</i>	
Uso de la terapia robótica en el proceso de rehabilitación de pacientes con lesión del plexo braquial y amputación asociada de miembros inferiores - Informe de serie de casos	319
<i>Cinthia Hermínia Carvalho Nascimento Pereira, Debora Morais Pereira, María Angélica Jajah Nogueira, Renato de Sousa Almeida</i>	
Planificación de trayectoria de rehabilitación para miembros superiores asistida por robot	323
<i>Sibyla, reuchetti, Alice Tissot Garcia, Vinícius Menezes de Oliveira, Manuel Leonardo Simosa Sotillo</i>	
Estrategias de control de un exoesqueleto robótico para la asistencia en la flexo-extensión de rodilla para pacientes con hemiparesia	327
<i>Julio Salvador Lora Millán, Eduardo Rocon</i>	

Diseño y evaluación cinemática de una articulación mecánica para la movilización del tobillo 331
Antonio J. del-Ama, Víctor Gómez-Tavira, Ángel Gil-Agudo, Álvaro Megía-Carpintero

Diseño y desarrollo de una prótesis mioeléctrica de miembro superior de bajo costo 337
Matías Ariel Vindver, Guillermo LaMura, Alexandra Binder, Fernando Salvucci

Robots para rehabilitación de espasticidad en mano y muñeca 341
Juan David Moreno Arango, Julian Alberto Moreno Arango

RealWalker: a cheap robotic gait trainer 345
Nelson Acosta, Alejandro Cruz

■ **12. Neurotecnología y sus aplicaciones clínicas** 352 *(Ponencias no disponibles en este compilado)*

Emerging neurotechnologies for brain-machine interfaces
Michel Maharbiz

Neural basis of neuroprosthetic skill learning
Jose Carmena

Bringing EEG-based BCI to patients
Jose del R. Millan

■ **13. Rehabilitación cognitiva** 354

Tecnología para la prevención y promoción del desarrollo: Diseño e implementación de una plataforma web para la vigilancia, detección e intervención temprana en poblaciones en riesgo de retraso del lenguaje 355
Mariela Resches, Mirta Peñalva, Andrea Cecilia Cortizo

Remote Estimation of Surrogate Heart Rate Indices from RGB Videos for Emotion Recognition in ASD Children-Robot Interaction 359
Lucas Lampier, Teodiano Bastos, Eliete Maria De Oliveira Caldeira, Denis Delisle Rodriguez, Alan Floriano

Manejo de silla a motor con mandos especiales en Parálisis Cerebral Infantil. A propósito de un caso 363
Lucía Pérez Palao, Rosa Fernández Valero

Aprendizaje automático aplicado a la detección temprana de problemas cognitivos 369
Guillermo Rodríguez, Valeria Díaz, María Virginia Cifuentes

■ 14. El desarrollo y uso de la tecnología desde los centros de rehabilitación - modelos y experiencias	374
Presentación del Taller de Productos de Apoyo de bajo coste, de la Unidad de Asesoramiento en Productos de Apoyo y Tecnologías de la Información y de la Comunicación de un Centro de Referencia en Discapacidad	375
<i>Francesc Bañuls Lapuerta, Francisco Tomás Aguirre, Gabriel Martínez Rico</i>	
Desafíos profesionales para acompañar a niños, niñas y adolescentes en la utilización de apoyos tecnológicos de Comunicación Aumentativa Alternativa, en sus contextos naturales	379
<i>Sofía Barranco</i>	
Taller de Tecnología y Comunicación	382
<i>Pamela Olivares</i>	
La aplicación de tecnología en un centro de neurorehabilitación con internación: de la recuperación de funciones a la autonomía personal	387
<i>Fernando Salvucci, Emilia Silva, Aschler Monsalves, Martina Kleine Samson, Florencia Troncoso, Bernardo Centeno</i>	
Dispositivos de Tecnología diseñados en el Laboratorio de Proyectos Ortoprotésicos de la Universidad Nacional de San Martín	390
<i>Fanny Cruz, Cecilia Lucero, Federico Astete</i>	
AYUDAR-T UNL - "Implementación de Productos de Apoyo para personas con Diversidad Funcional"	392
<i>Mónica Ocello, Verónica Lovotti</i>	
El rol de las Nuevas Tecnologías en Afasias no Fluentes Crónicas	393
<i>Valeria Prodan, Natalia Meda, Daniel Villanueva</i>	
CAECUSLab - Desarrollo de Tecnología Inclusiva	394
<i>Lucas Sala</i>	
Incidencia de la tecnología al servicio de la autonomía de un grupo de NNA (niñas, niños y adolescentes) a través de la comunicación aumentativa y alternativa en contextos naturales	399
<i>María Dolores Sicco Moreno, Sofía Barranco, Fernando Brunetti, Florencia Hamuy</i>	
Uso de la Programación Educativa como herramienta en rehabilitación	402
<i>Pamela Olivares</i>	

■	15. Procesamiento de señales para interfaces H-M	406
	Diseño y evaluación de un control mioeléctrico proporcional y simultáneo para una prótesis de miembro superior con 3 grados de libertad <i>Jheison Perez, Verónica Herrera, Mariana Garcia, Julio Cuadros, Juan Murillo</i>	407
	Comparación entre interfaces intramusculares y de superficie en dos aplicaciones: supresión de temblor y control de dispositivos robóticos: desafíos y resultados preliminares <i>Camila Rodrigues-Carvalho, Alejandro Pascual-Valdunciel, Miguel González, Javier Perez-Sánchez, Francisco Grandas, Álvaro Megia, Antonio J. del-Ama, Filipe Barroso, Juan C. Moreno, Moon Ki Jung, Silvia Muceli, Dario Farina, José Luis Pons</i>	411
	Segmentación automática del test Timed up, Go utilizando un solo sensor inercial de movimiento <i>Paulina Ortega-Bastidas, Pablo Aqueveque, Britam Gómez, Francisco Saavedra, Roberto Cano-de-la-Cuerda</i>	414
	Detección de cambios de dirección durante la marcha a partir de sensores inerciales de movimiento <i>Pablo Vicente, Eduardo Iáñez, Vicente Quiles Zamora, Mario Ortiz, Jose M. Azorin</i>	418
■	16. Informática social	422
	Integration of a Social Robot in Physical Rehabilitation Assisted by Lokomat <i>Laura Margarita Bautista Avellaneda, Andrea Garzón Díaz, Marcela Cristina Múnera Ramirez, Carlos Andrés Cifuentes García</i>	423
	Análisis de Unidades de Acción en Personas con Síndrome de Down para reconocimiento de emociones <i>Nancy Paredes, Eduardo Caicedo, Bladimir Bacca</i>	427
	Automatic mapping of facial mocap data to a realistic signing avatar <i>Ackley Will, Jose Mario De Martino, Juliano Bezerra</i>	431
■	17. La tecnología que nos transforma	436
	<i>(Ponencias no disponibles en este compilado)</i>	
	Avances tecnológicos en neurorehabilitación <i>Mar Cortes, MD</i>	
	Mejora prognóstica en la rehabilitación cardiaca pediátrica tras la cardiopatía congénita <i>Ana Ubeda Tikkanen, MD, PhD</i>	

Monitorización neurofisiológica intraoperatoria en el campo de la neurocirugía

Alejandra Climent, MD

Terapia celular para la reparación de la lesión medular

Maria Teresita Moviglia, MD

■ **18. Dispositivos de asistencia y composición funcional** **438**

Diseño e Impresión 3D de Productos de Apoyo para Terapia Ocupacional **439**

Juan Agustín Beret, Melina Belén Zapata, Fátima Luz Caraballo, Natalia Beatriz Suárez, Mathias Rosas, Felipe Gorla, Leonardo Nicola Siri

Dispositivo de asistencia para el freezing de la marcha en pacientes con Parkinson **442**

Sofía Antonelli, David Piccinini, Hernan Rodriguez, Sergio Ponce, Natalia López

Tiflotecnología: Presente y Futuro **444**

Juan Pablo Graffigna

Plataforma de rehabilitación asistida para marcha - RUVEM: Integración de los subsistemas de soporte **449**

Sergey González Mejía, Elkin Echeverri Gómez, Jose Ramírez Scarpetta, Esteban Rosero García

Máquina de burbujas adaptada con pulsadores, para personas con discapacidad **453**

Lisania Zarza Ferreira, Silvana Cristina Larrea Ocampos, Faustino Ramón López Villalba, Claudia Raquel Ibarrola Chamorro, Gabriela López

GIVEMOVE - Bipmov, a stander who stimulates independence, inclusión **457**

Alejandro Bisi

Silla anfibia CET 18 **460**

Cristian Antonio Liberatore

Protótipo de um mobilizador passivo contínuo para reabilitação de ombro **476**

Rubens dos Santos Rosa, Flávio Favarin

Plataforma Reclinable para Atención Médica a Personas con Discapacidad Motriz **479**

Emiliano Agost

Cohesión de elementos reciclables, materiales termofusionables y piezas en impresión 3d para la fabricación de una silla anfibia de bajo costo para personas con discapacidad **481**

Gonzalo Martínez, Jorge Pedra, Diego Tivano

Sistema de control por voz de camas de internación	482
<i>Alvaro Gabriel Pizá, Facundo Adrián Lucianna, Pablo Alejandro Flores Filippa, Jorge Humberto Soletta, Luis Alfredo Rocha, Fernando Daniel Farfán</i>	
Síndrome de Enclaustramiento Dispositivo de Comunicación con salida de voz por control ocular	486
<i>Valeria Prodan, Natalia Meda, Ivana Triay</i>	
Impresión 3d en la fabricación de partes componentes de una silla anfibia de bajo costo para personas con discapacidad	487
<i>Gonzalo Martínez, Erica Zurita, Fernando Cappellari</i>	
Mapa Tátil Sonoro	488
Construcción colectiva de un glosario señado con términos de física energética para un curso sobre calefones solares adaptado a sordos	
<i>Veronica Javi, Ignacio Arroyo, Cecilia Gramajo</i>	
Proposta de jogo digital para o ensino de estudantes deficientes visuais	492
<i>Henderson Souza, Luiz César Martini</i>	
Experiencias de Extensión Universitaria con la Comunidad Ciega	497
<i>Juan Pablo Graffigna, Carina Herrera</i>	
Construcción de un Controlador de Calor Parlante para Personas No Videntes	500
<i>Rodolfo Eduardo Neira, Bruno Rubiolo, Fabián Burgos</i>	
19. Comunicación aumentativa y alternativa	504
Concertador de Interfaces Adaptadas para Acceso al Ordenador para Personas con Discapacidad	505
<i>Yessica Monges, Vicente González, Fernando Brunetti, Iván Fuster</i>	
Accesibilidad para Sistemas Alternativos de Comunicación: Diseño y Validación de una Interfaz Cerebro-Computadora Basada en Potenciales Evocados Visuales	507
<i>Florencia Garro, Agustín Raviolo, Marco Moresi, Héctor, Andrés Costa</i>	
SATReLO una herramienta de apoyo a la terapia del lenguaje en niños sordos oralizados: resultados preliminares	511
<i>Anita Yolanda Portilla, Valeria Almanza, Andrés Darío Castillo</i>	
Anticipación con baja tecnología como facilitador de la inclusión	515
<i>Marcelo Barcia, Mariela Sánchez</i>	
Enseñanza de la comunicación aumentativa: variables en función de la discapacidad	519
<i>Paula, rea Alarcón Buitrago, Jenny Alejandra Roncancio Buitrago, Heady Dayanna Rosero Fontecha, Lina Esperanza Manrique Retavizca, Cindy Lorena Quitián Marín, Anggye Lorena Lizarazo Pérez</i>	

Tecnología inclusiva y comunicación aumentativa alternativa en el instituto nacional de rehabilitación Pedro Aguirre Cerda, Chile 521
Jorge Espinoza, Carol Moya

Validación de una Interfaz Adaptativa para Comunicación Alternativa para Personas con Discapacidad 525
Luis Carlos Rodríguez Timaná, Javier Ferney Castillo García, Kevin, rés Suaza Kano, Jhon Freddy Moofarry Villaquirán, Viviana Cardona Ospina

■ 20. Estimulación y decodificación del sistema nervioso central en neurorehabilitación 530

Nuevas perspectivas sobre las bases fisiológicas de la reorganización cortical pósterior al daño medular: la importancia de modelos animales. 531
Juan De Los Reyes Aguilar Lepe

(Ponencias no disponibles en este compilado)

Estimulación y decodificación del sistema nervioso central en neurorehabilitación
Dra. Mónica Pérez

Estimulación y decodificación del sistema nervioso central en neurorehabilitación
Christof Guger, GTEC

La estimulación cerebral como herramienta para valorar las lesiones de la medula espinal: daño y plasticidad
Dr. Antonio Oliviero

■ MESA REDONDA DE LA SOCIEDAD ARGENTINA DE BIOINGENIERÍA (SABI) 534

(Ponencias no disponibles en este compilado)

Alimentador automático para personas con discapacidad en miembros superiores

POSTA: Plataforma Open Source de Tecnología Asistiva

Interfaz cerebro computadora y realidad virtual para recuperación motora
Mg. Bioing. Lucia C. CARRERE Facultad de Ingeniería – UNER

Serious games para neurorehabilitación
Dra. Bioing. Elisa PEREZ. CONICET Universidad Nacional de San Juan

Exoesqueleto para terapia espejo

Dra. Bioing. Natalia LOPEZ CONICET - Universidad Nacional de San Juan

Sistema BCI-FES para neurorehabilitación

Dra. Bioing. Carolina TABERNIG. Facultad de Ingeniería – UNER – Fundación Rosarina de Neurorehabilitación (FRN)



1.

**VALORACIÓN
DE LAS TECNOLOGÍAS
DE APOYO
Y REHABILITACIÓN**

Datos preliminares en pacientes patológicos con hemiparesia en un sistema de posturografía de bajo costo.

R. Galeano ^{a,b,c}, D. Galeano ^d, J. Ovelar ^c, L. Fretes ^c, C. Villalba ^b y F. Brunetti ^a

^a Universidad Nacional de Asunción, Facultad Politécnica. Campus Universitario San Lorenzo - Paraguay;

^b Universidad Católica “Nuestra Señora de la Asunción”. Tte. Cantalupi c/Tte. G. Molinas, Campus Universitario Asunción – Paraguay;

^c Centro de Medicina Física y Rehabilitación, Av. Venezuela c/ Av. España, Asunción - Paraguay;

^d Department of Computer Science, Centre for Systems and Synthetic Biology, Royal Holloway, University of London, Egham Hill, Egham, UK.

Resumen

La hemiparesia es una condición que afecta directamente al sistema nervioso, puede ser a consecuencia de un ACV, el paciente con hemiparesia puede presentar alteraciones en los componentes del equilibrio. La posturografía computacional es una herramienta de rehabilitación de pacientes con diferentes patologías del equilibrio. Este artículo presenta resultados preliminares obtenidos en un ensayo clínico realizado en el Centro de Medicina Física y Rehabilitación (CEMEFIR). Participaron de las pruebas 108 pacientes con patologías del equilibrio de los cuales fueron seleccionados 27 que tuvieron hemiparesia a consecuencia de un ACV. Se analizan los valores de la media y desviación de cada uno de los parámetros para la población estudiada, con las métricas para el test de Romberg. Resultados preliminares indican que el valor de la media y desviación tanto en hemiparesia izquierda como derecha en la mayoría de los parámetros los pacientes patológicos sobrepasan el rango de referencia. Se puede observar que hay un aumento de la inestabilidad postural con la edad y con la patología con respecto a sujetos sanos. No se encontraron diferencias entre los resultados de hemiparesia izquierda y derecha.

Palabras clave: Wii Fit, control postural, equilibrio, ACV

1. Introducción

La hemiparesia es una condición que afecta directamente al sistema nervioso, puede ser a consecuencia de un ACV, perjudica en la capacidad de movimiento de una persona. Además, debe destacarse que esto sucede únicamente en la mitad del cuerpo, de la persona que lo padece. Después de un accidente cerebrovascular, el paciente con hemiparesia puede presentar alteraciones en los componentes del equilibrio [1].

Estudios que investigan la relación entre control postural y especialización hemisférica presentan resultados contradictorios [2]. Algunos estudios demuestran que los pacientes tienen una mejor recuperación de la postura cuando la lesión se produce en el lado izquierdo [3]. Otros estudios indican que el hemisferio derecho es más especializado en controlar los mecanismos vinculado a la postura [4], y otros estudios no han encontrado una relación entre el lado de la lesión y la postura adoptada después de un accidente cerebrovascular [5].

El proyecto de Rehabilitación Postural (REPOST) ha tenido como objetivo el diseño de una plataforma de bajo costo para evaluación y rehabilitación del equilibrio. La validación de técnica del dispositivo desarrollado ha sido presentada en trabajos preliminares [6,7], y el esquema se presenta en la Figura 1. En este artículo, se presentan los resultados preliminares obtenidos con las métricas para el test de Romberg definidas en un análisis observacional de 27 pacientes patológicos que sufrieron hemiparesia a consecuencia de un ACV. Se analizan los valores de la media y desviación de los parámetros para la población estudiada clasificándola en hemiparesia derecha e izquierda. La hipótesis se basa en que se observan desplazamientos coherentes en las métricas obtenidas con una población patológica. El objetivo principal de este estudio consiste en comparar y evaluar

los resultados de los pacientes patológicos que tienen hemiparesia, con los valores de referencia de nuestra base de datos de normalidad del mismo rango de edad de los pacientes patológicos.

2. Materiales y Métodos

Todos los usuarios que participaron del estudio realizaron unas series de pruebas mediante un sistema de posturografía. Para ello se ha utilizado una plataforma de bajo costo para la evaluación y rehabilitación del control postural, en términos de hardware esta incluye elementos económicos como el Wii Balance Board (WBB) y una PC central que ejecuta la aplicación desarrollada, como se observa en la Figura 1.

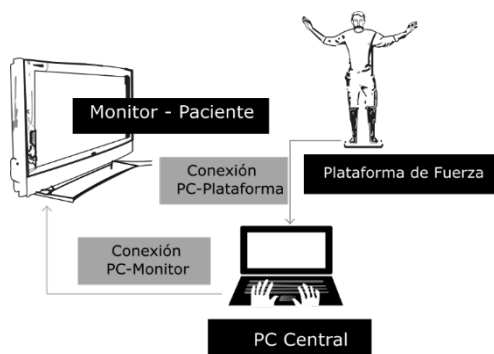


Figura 1. Posturógrafo de bajo costo desarrollado en el proyecto REPOST.

2.1. Test de Romberg

Los pacientes se colocan sobre la Wii, en posición de bipedestación relajada por 30 segundos, sin movimiento voluntario. El objetivo de las pruebas de Romberg es la valoración sensorial. Para anular el sistema visual se usa un antifaz y una goma espuma sobre la Wii para distorsionar el sistema somatosensorial. Las pruebas de Romberg se realizaron en las siguientes condiciones: Romberg Ojos Abiertos (ROA), Romberg Ojos Cerrados (ROC), Romberg Gomaespuma Ojos Abiertos (RGA), Romberg Gomaespuma Ojos Cerrados (RGC). Los parámetros calculados con cada prueba en línea con el trabajo de García [8] son:

- Área Barrida (AB, cm²). Estima el área en la que se produce el balanceo del sujeto.
- Velocidad Media (Vel_Media, cm/s). Calcula la velocidad media del sujeto, se obtiene calculando el cociente entre la distancia total recorrida y el tiempo de prueba.
- Desplazamientos máximos ML (MaxDespML, cm) y AP (MaxDespAP, cm). Se calculan los desplazamientos máximos medio-lateral (ML) y antero-posterior (AP).
- Desplazamiento total (DespTotal, cm). Calcula el desplazamiento total del centro de presión.

2.2. Participantes

El protocolo clínico cuenta con la aprobación ética de fisiatras de CEMEFIR ubicado en Asunción, Paraguay. Los ensayos clínicos fueron realizados entre los años 2013-2017. La población total del estudio está compuesta por 308 sujetos, de los cuales 200 constituyen el grupo de control (sanos), mientras los restantes 108 (patológicos) constituyen el grupo de intervención. Para este estudio seleccionamos 27 pacientes con hemiparesia izquierda y derecha, en la Tabla 1 se observa las características de estos pacientes.

Tabla 1. Características de patología seleccionada para el estudio

Patología	Cantidad	Masculino	Femenino	Edad
Hemiparesia izquierda	16	9	7	15-75
Hemiparesia derecha	11	6	5	34-76

3. Resultados.

En esta sección se presentan los resultados del estudio observacional en el test de equilibrio de Romberg en pacientes patológicos que sufrieron hemiparesia izquierda, derecha, se comparan los resultados con una base de datos de normalidad de sujetos sanos segmentados por edad. Todos los test se realizaron en 30 segundos de evaluación en las diferentes condiciones mencionadas arriba (ROA, ROC, RGA, RGC). Se calculó la media y desviación de cada uno de los parámetros y se clasificó por hemiparesia izquierda y derecha.

En la Figura 3 se observa la media y desviación de cada uno de los parámetros de los pacientes con hemiparesia derecha, izquierda en las condiciones de ROA comparado con la base de datos de normalidad de sujetos sanos. Para el MaxDespML, en los pacientes con hemiparesia derecha se observa que la media es mayor, para la hemiparesia izquierda se observa que la desviación es mayor comparando con la base de datos de normalidad. Para el MaxDespAT, DespTotal y Vel_Media se observa que la media y desviación sobrepasan el rango de referencia de la base de datos de normalidad. Para el área barrida se observa que la desviación es mayor. Para la velocidad media se observa que los pacientes con hemiparesia izquierda y que son mayores de 70 años la media está en el rango de nuestra base de datos de normalidad y para los pacientes con hemiparesia derecha la media y desviación es mucho mayor.

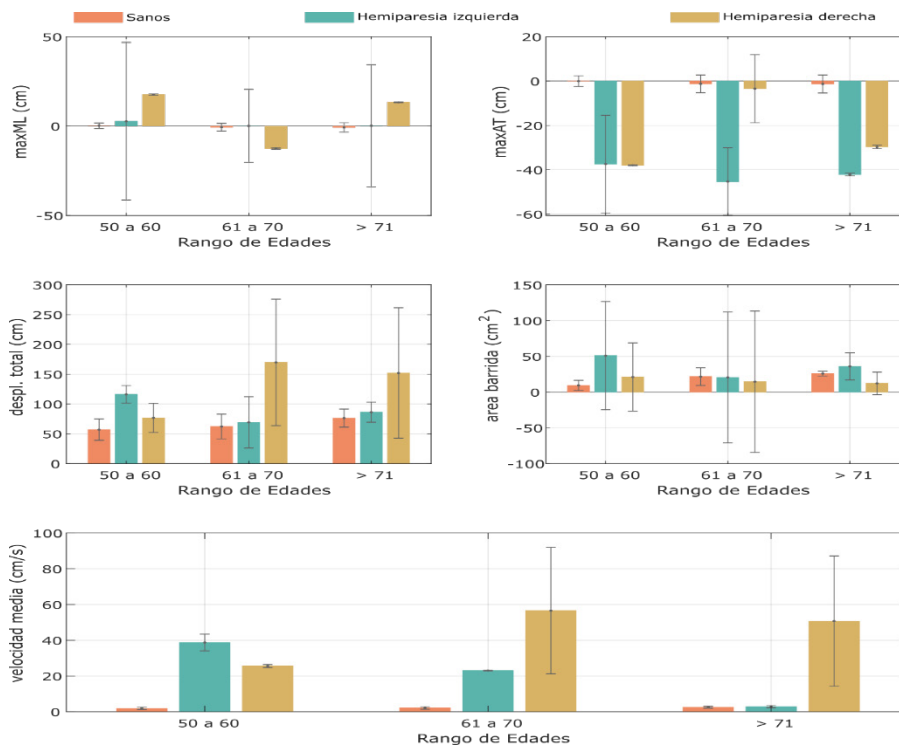


Figura 3. Media y desviación de cada uno de los parámetros de pacientes con Hemiparesia derecha/izquierda, comparado con la base de datos de normalidad de sujetos sanos.

En la Figura 5 se observa la media y desviación de pacientes con hemiparesia derecha, izquierda comparado con la base de datos de normalidad de sujetos sanos en las condiciones de RGA. Para el MaxDespML y MaxDespAT, la desviación es mayor que el rango de referencia y en algunos casos la media es mayor de acuerdo al rango de edad. Para el área barrida y desplazamiento total se observa que la desviación es mayor al rango de referencia, la media en algunos rangos de edades es mayor al rango de referencia y en otros rangos entra dentro de los límites de referencia. Se puede observar que no hay pacientes con hemiparesia derecha en el rango de 61 a 70 años. Para la velocidad media, la media y desviación es mucho mayor al rango de referencia.

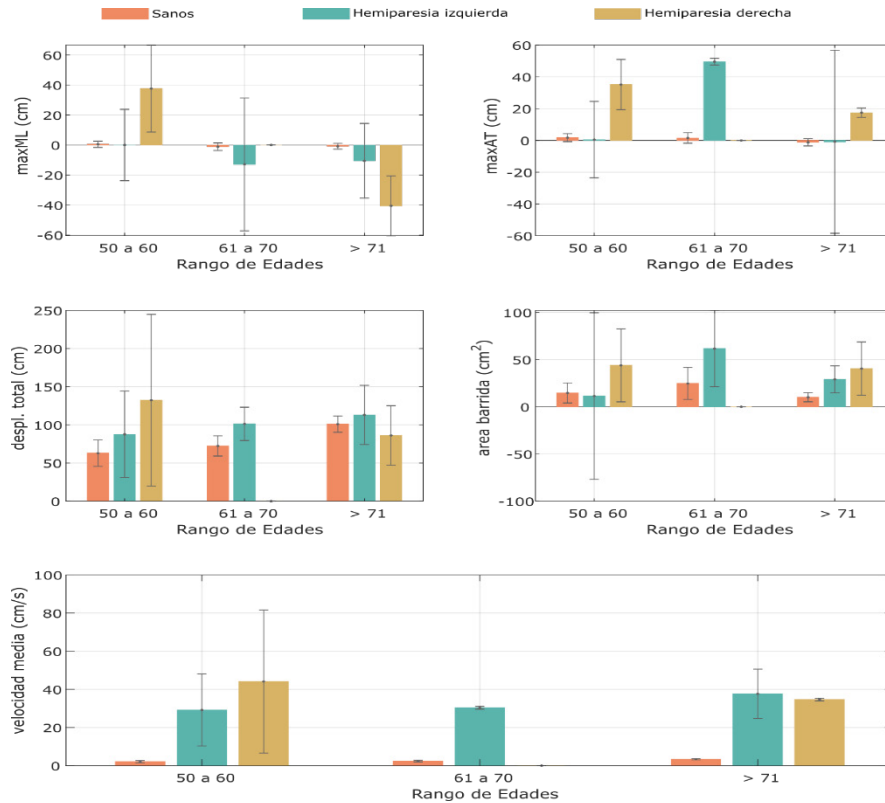


Figura 5. Media y desviación de cada uno de los parámetros en pacientes con Hemiparesia derecha/izquierda, comparado con la base de datos de normalidad de sujetos sanos.

4. Conclusiones y discusión

En este artículo se presentaron los resultados preliminares del proyecto REPOST en 27 pacientes patológicos que sufrieron hemiparesia izquierda, derecha a consecuencia de un ACV. Se analizaron los parámetros de evaluación del equilibrio Romberg en condiciones ojos abiertos y goma espuma ojos abiertos. Tanto en hemiparesia izquierda como derecha se pudo observar que el valor de la mayoría de los parámetros los pacientes patológicos sobrepasan el rango de referencia. Se puede observar que hay un aumento de la inestabilidad postural con la edad y la patología. No se encontraron diferencias significativas entre los resultados de hemiparesia izquierda y derecha.

En un estudio de treinta pacientes con hemiparesia que se sometieron a pruebas posturográficas después de un ACV concluyeron que las pruebas son útiles para determinar la capacidad de organización sensorial de los pacientes con ACV con deterioro moderado e indican que estos pacientes dependen de la información visual para el control postural. Las pruebas se realizaron en varias condiciones de postura que difieren en la información somatosensorial y visual. [9].

En otro estudio con quince individuos que participaron de las pruebas posturográficas para determinar la oscilación total y la simetría de la distribución del peso con los ojos abiertos y cerrados. Los resultados mostraron que no se encontraron diferencias en el control del equilibrio entre los pacientes con hemiparesia izquierda y derecha [10]. Estos resultados se alinean a los encontrados en este estudio preliminar. Además, en el futuro se presentarán otras patologías y la comparación con sujetos sanos.

5. Referencias

[1] Farias, N. C., de Albuquerque, C. E., & Rech, I. (2011). Correlação do equilíbrio e funcionalidade no hemiparético–influência da propriocepção. Arquivos de Ciências da Saúde da UNIPAR, 15(1).

- [2] Andrade, S. M., & Fernández-Calvo, B. (2015). Static and dynamic impairment following stroke reflecting hemispheric asymmetry for postural control. *Acta Scientiarum. Health Sciences*, 37(2), 127-132
- [3] Genthon, N., Rougier, P., Gissot, A. S., Froger, J., Péliissier, J., & Pérennou, D. (2008). Contribution of each lower limb to upright standing in stroke patients. *Stroke*, 39(6), 1793-1799.
- [4] Spinazzola, L., Cubelli, R., & Della Sala, S. (2003). Impairments of trunk movements following left or right hemisphere lesions: dissociation between apraxic errors and postural instability. *Brain*, 126(12), 2656-2666.
- [5] Yavuzer, G., Küçükdeveci, A., Arasil, T., & Elhan, A. (2001). Rehabilitation of stroke patients: clinical profile and functional outcome. *American journal of physical medicine & rehabilitation*, 80(4), 250-255.
- [6] Galeano, D., Brunetti, F., Torricelli, D., Piazza, S., & Pons, J. L. (2014). A tool for balance control training using muscle synergies and multimodal interfaces. *BioMed research international*, 2014.
- [7] Galeano, D., Brunetti, F., Torricelli, D., Piazza, S., & Rovira, J. L. P. (2015). Posturography Platform and Balance Control Training and Research System Based on FES and Muscle Synergies. In *Neurotechnology, Electronics, and Informatics* (pp. 1-18). Springer, Cham.
- [8] Garcia, R. B. (2012). Valoración de un método de posturografía estática con pruebas dinámicas para evaluar funcionalmente pacientes vestibulares en edad laboral y su relación con el índice de discapacidad (Doctoral dissertation, Universitat de València).
- [9] Laufer, Y., Schwarzmann, R., Sivan, D., & Sprecher, E. (2005). Postural control of patients with hemiparesis: force plates measurements based on the clinical sensory organization test. *Physiotherapy theory and practice*, 21(3), 163-171.
- [10] Laufer, Y., Sivan, D., Schwarzmann, R., & Sprecher, E. (2003). Standing balance and functional recovery of patients with right and left hemiparesis in the early stages of rehabilitation. *Neurorehabilitation and Neural Repair*, 17(4), 207-213.

Efeitos da Intervenção Robótica associada à Terapia Convencional na Velocidade e Resistência de Marcha e Controle de Tronco em Pacientes Acometidos por Acidente Vascular Cerebral

Cristhina Bonilha Huster Siegle¹, Joyce Karoline Friosi de Carvalho¹, Daniela Mitiyo Odagiri Utiyama², Fabio Marcon Alfieri², Denise Matheus², Denise Vianna Machado Ayres³, Linamara Rizzo Battistella⁴, Pedro Claudio Gonsales de Castro²

1 Fisioterapeuta residente do Instituto de Medicina Física e Reabilitação do Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo - IMREA HCFMUSP. 2 Fisioterapeuta do Instituto de Medicina Física e Reabilitação do Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo - IMREA HCFMUSP. 3 Diretora do serviço de Fisioterapia do Instituto de Medicina Física e Reabilitação do Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo - IMREA HCFMUSP. 4 Presidente do Conselho Diretor do Instituto de Medicina Física e Reabilitação do Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo e Instituto de Reabilitação Lucy Montoro

RESUMO

Objetivo: Verificar os efeitos do treino de marcha e escada robótica, com o G-EO System, associado à reabilitação convencional, na velocidade e resistência de marcha e controle de tronco de participantes acometidos pelo acidente vascular cerebral (AVC). **Métodos:** Estudo retrospectivo com 28 participantes na fase crônica da doença. Utilizou-se o G-EO System como intervenção de marcha e escada robótica. Protocolo de 20 sessões de 20 minutos associado à terapia multidisciplinar convencional. Utilizados as ferramentas de Teste de Caminhada de 10 metros(TC10m), Teste de Caminhada de 6 minutos(TC6min) e Escala de Deficiências de Tronco(EDT). Valores de $p < 0,05$ foram considerados estatisticamente significativos com teste de Wilcoxon pré e pós intervenção. **Resultados:** Encontradas diferenças significativas nos testes. EDT apresentou valor médio inicial de 14.29 (± 5.30) e final de 17.04 (± 4.49), com $p = 0.00044$. TC10m apresentou velocidade inicial média de 0.498 m/s ($\pm 0,27$) e final de 0,597 m/s (± 0.32), $p = 0.00008$. TC6min apresentou valor inicial médio de 155.89m ($\pm 85,96$) e final de 195.39m (± 109.78), $p = 0.00152$. **Conclusão:** Terapia de marcha e escada robótica, associada à terapia convencional, foi eficaz para promover aumento na velocidade, resistência e aptidão para maiores distâncias de marcha e controle de tronco nos indivíduos em fase crônica após acometimento de AVC.

Palavras-chave: Reabilitação do Acidente Vascular Cerebral, Marcha, Recuperação de Função Fisiológica, Medicina Física e Reabilitação, Reabilitação Neurológica, Robótica.

1. INTRODUÇÃO

Reabilitar a função da marcha é um dos principais objetivos para pacientes acometidos por acidente vascular cerebral (AVC), pois possibilita maior retorno às suas atividades e participação social^{1,2}. O treino de marcha robótica vem sendo utilizado para recuperar a função em indivíduos após AVC, promovendo o reaprendizado motor com um treino repetitivo, intensivo e orientado à tarefa, com maior segurança e menor sobrecarga aos terapeutas^{1,3,4}. A velocidade e resistência para maiores distâncias de marcha desses indivíduos são aspectos importantes que devem ser aprimorados com a reabilitação⁵. Além disso, um adequado controle de tronco é necessário para que o indivíduo realize suas atividades funcionais com estabilidade e segurança⁶.

Sendo assim, o objetivo do presente estudo é verificar os efeitos do treino de marcha e escada robótica, por meio do G-EO System, associado à reabilitação convencional, na velocidade e resistência de marcha e controle de tronco de pacientes acometidos pelo AVC. Os achados podem contribuir para confirmar a eficiência do protocolo utilizado ou aperfeiçoamento do mesmo, além de aumentar o conhecimento clínico na área e auxiliar a prática clínica de profissionais que trabalham com a robótica.

2. MATERIAIS E MÉTODOS

Trata-se de um estudo de caráter observacional retrospectivo, por meio de análise de dados de prontuários, aprovado pelo comitê de ética e pesquisa com parecer número 2.878.918. O estudo foi realizado no Instituto de Medicina Física e Reabilitação do Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo - Brasil (IMREA-HCFMUSP).

Inicialmente, foram selecionados 137 prontuários para análise, contemplando todos os participantes que realizaram ao menos uma sessão no equipamento. Destes, 57 foram inicialmente excluídos, 11 por participarem de projeto de pesquisa envolvendo utilização de estimulação magnética transcraniana no período, 34 por terem realizados menos de vinte sessões, 1 por estar em tratamento de câncer metastático, 5 por não terem realizado avaliação final após o protocolo de treinamento, 3 por distúrbio comportamental que poderia influenciar a resposta aos testes, 2 por não terem realizado avaliação inicial do protocolo, 1 por problema ortopédico em joelho. Assim, restaram outros 80 prontuários de participantes que completaram as 20 sessões de treinamento robótico, destes, posteriormente, foram excluídos 52 por não terem realizado as avaliações pré ou pós intervenção das escalas elegidas para o presente estudo. Assim, foi feita a análise de resultados de uma amostra final com prontuários de 28 participantes na fase crônica do AVC, que realizaram treinamento robótico de julho de 2013 a dezembro de 2018, A amostra teve uma média de idade de 49.03 anos (± 15.66), sendo 14 homens e 14 mulheres.

Utilizou-se para intervenção terapêutica de marcha robótica o G-EO System (Reha Technology, Olten, Suíça), composto por um suspensor de peso corporal e duas plataformas robóticas que possibilitam o treino na modalidade de marcha e de escada. O protocolo realizado foi de 20 sessões de 20 minutos cada, 2 vezes na semana, podendo incluir modalidade de marcha e subida e descida de escada. Por ser um estudo retrospectivo, o tempo de cada modalidade não foi controlado e idêntico à todos, ficando a critério do fisioterapeuta que atendia o participantes o tempo de cada, conforme necessidade do mesmo. A suspensão de peso corporal não foi utilizada em nenhum dos participantes, sendo o suporte do mesmo utilizado somente como colete de segurança. Além disso, durante este período, os participantes também realizaram terapia convencional, composta por um programa multiprofissional. A fisioterapia convencional ocorria duas vezes na semana, com atendimento de 50 minutos, composto por exercícios de alongamento, fortalecimento, mobilização e treinamento funcional (utilização de estimulação elétrica funcional, cicloergômetro ativo de membros inferiores, ortostatismo, equilíbrio, treino de marcha e exercícios de conscientização corporal), incluindo também treino de segurança e independência para atividades de vida diária.

Para análise de efeito pré e pós terapia de marcha robótica associada à terapia convencional, utilizou-se o Teste de Caminhada de 10 metros (TC10m)⁷, que avalia a velocidade de marcha, Teste de Caminhada de 6 minutos (TC6min)⁸, que avalia a resistência da marcha, ou seja, quantos metros o indivíduo percorre em 6 minutos, e a Escala de Deficiências de Tronco (EDT)⁹, que avalia o grau de acometimento deste segmento e seu nível de controle seletivo. A coleta dos dados dos prontuários foi realizada por pesquisadores que não tiveram acesso à aplicação das mesmas quando os participantes realizaram o programa de reabilitação. A análise dos dados foi feita com o programa SigmaStat. A normalidade da distribuição das variáveis foi testada pelo método de Kolgomorov-Smirnov. Como houve uma distribuição não normal das variáveis, para comparar os efeitos pré e pós intervenção, foi utilizado o teste de Wilcoxon. Valores de $p < 0,05$ foram considerados estatisticamente significativos.

3. RESULTADOS

Dos 28 participantes, obteve-se uma média de 24,92 \pm 12.18 meses entre o episódio do AVC e o início da terapia robótica. Destes, 16 possuíam incapacidade leve (incapaz de realizar todas as atividades prévias, porém independente para os cuidados pessoais), 10 incapacidade moderada (requer alguma ajuda, mas é capaz de caminhar sem assistência) e 2 incapacidade moderadamente severa (incapaz de caminhar sem assistência e incapaz de atender às próprias necessidades fisiológicas sem assistência), conforme a escala Rankin¹⁰.

A tabela 1 indica os resultados pré e pós 20 sessões de intervenção robótica associada à terapia convencional.

Tabela 1 - Comparação dos resultados pré e pós intervenção

Variável		Amostra com n=28 média ± desvio padrão	pós-pré, valor p
TC10m (m/s)	antes	0.498±0,27	0,099; p=0.00008*
	depois	0.597±0,32	
TC6min (m)	antes	155.89±85.96	39,5; p=0.00152*
	depois	195.39±109.78	
EDT	antes	14.29±5.30	2,75; p=0.00044*
	depois	17.04±4,49	

TC10m-teste de caminhada de 10 metros. m/s- metros por segundos. TC6min - teste de caminhada de 6 minutos. m-metros. EDT- escala de deficiências de tronco. *wilcoxon com significância de p<0,05.

Os participantes apresentaram diferenças significativas nos testes realizados. O TC10m apresentou velocidade inicial média de 0.498 m/s ($\pm 0,27$) e final de 0,597 m/s ($\pm 0,32$), com p=0.00008. O TC6min apresentou valor inicial médio de 155.89m ($\pm 85,96$) e final de 195.39m ($\pm 109,78$), com p=0.00152. A EDT apresentou valor médio inicial de 14.29 ($\pm 5,30$) e final de 17.04 ($\pm 4,49$), com valor de p=0.00044.

4. DISCUSSÃO

A associação da terapia convencional com o treino robótico possibilitou uma maior velocidade e resistência de marcha e controle de troncos nos indivíduos em fase crônica do AVC.

O exercício de subida de escadas é uma maneira de fortalecer a musculatura de membros inferiores e também do tronco, sendo que um fortalecimento da musculatura de tronco é essencial para sua estabilização e maior controle deste segmento¹¹. Por sua vez, um bom controle de tronco é essencial para indivíduos acometidos pelo AVC recuperarem sua mobilidade e independência, além de ser um preditor para recuperação da capacidade de deambulação¹². Além disso, o G-EO System é um robô do tipo *end-effector*, que modula a marcha do indivíduo com acoplamento do seus pés em plataformas distais. Este tipo de equipamento deixa o corpo do usuário mais livre do que robôs do tipo exoesqueleto, gerando maiores oscilações de tronco, exigindo maior ativação da região e realizando maior de controle de tronco durante a terapia robótica¹³. Estes fatores podem ter contribuído para uma melhora nos resultados obtidos pela EDT, apresentado nos resultados.

Após o acometimento pelo AVC, os indivíduos locomovem-se com menor velocidade e resistência, prejudicando sua participação social¹⁴. Sendo assim, esses são marcadores importantes para reabilitação de indivíduos acometidos pelo AVC, visto que o objetivo do tratamento é que os mesmos sejam capazes de realizar uma locomoção segura, com uma velocidade funcional, pelo máximo de distância possível para cada caso. A associação da terapia convencional com o treino robótico foi eficaz para aprimorar estes aspectos na amostra. O dispositivo robótico gera um ciclo preciso de marcha com repetição intensa do mesmo, assim, auxilia no reaprendizado motor deste padrão, promovendo uma neuroplasticidade das vias e melhora funcional desta habilidade¹⁵.

Além do treino de marcha, o G-EO System traz como inovação o treino de subida e descida de escadas, realizado de uma maneira mais segura do que na fisioterapia convencional. O treino de escada pode, por sua vez, aumentar a força muscular, coordenação, equilíbrio e condicionamento cardiorrespiratório¹². Assim, com a melhora destes aspectos, também é possível melhorar a resistência para marcha à maiores distâncias, o que pode ter contribuído para melhora no TC6min.

Este foi o primeiro estudo realizado na América do Sul utilizando o G-EO System na reabilitação da população acometida por AVC. O estudo possui diversas limitações, como o não controle do protocolo específico da terapia robótica. Por realizar uma análise retrospectiva de um equipamento utilizado na rotina de atendimento da instituição, não houve controle da velocidade

utilizada, tempo de cada modalidade de marcha e escadas, e progressão durante as 20 sessões. Também não houve um grupo controle, o que impossibilita a descrição e separação de ganhos motores devido a terapia robótica e terapia convencional. O ideal são estudos com separação de grupos entre as terapias. O presente grupo de estudo está em processo de realização de novas pesquisas com avanços nestes aspectos.

5. CONCLUSÃO

A terapia de marcha e subida e descida de escada robótica, associada à terapia convencional, foi eficaz para promover aumento na velocidade de marcha, controle de tronco, resistência e aptidão para maiores distâncias de marcha nos indivíduos em fase crônica após acometimento de acidente vascular cerebral, com respectivos aumentos significativos nos escores do teste de velocidade de 10 metros, teste de caminhada de 6 minutos e EDT. Assim, a intervenção robótica pode ser considerada um ótimo recurso a ser implementado no programa de reabilitação, possibilitando maior qualidade de vida e funcionalidade aos usuários.

6. Referências

- 1- Waldner A, Tomelleri C, Hesse S. Transfer of scientific concepts to clinical practice: recent robot-assisted training studies. *Funct Neurol.* 24(4):173-7. 2009
- 2- Hesse S, Waldner A, Tomelleri C. Innovative gait robot for the repetitive practice of floor walking and stair climbing up and down in stroke patients. *J Neuroeng Rehabil.* 7-30. 2010.
- 3- Cho JE, Yoo JS, Kim KE, Cho ST, Jang WS, Cho KH, Lee WH. Systematic Review of Appropriate Robotic Intervention for Gait Function in Subacute Stroke Patients. *Biomed Res Int.* 6. 2018.
- 4- Hesse S, Tomelleri C, Bardeleben A, Werner C, Waldner A. Robot-assisted practice of gait and stair climbing in nonambulatory stroke patients. *J Rehabil Res Dev.* 49(4):613-22. 2012.
- 5- Mazzoleni S, Focacci A, Franceschini M, Waldner A, Spagnuolo C, Battini E, Bonaiuti D. Robot-assisted end-effector-based gait training in chronic stroke patients: A multicentric uncontrolled observational retrospective clinical study. *NeuroRehabilitation.* 40(4):483-492. 2017.
- 6- Jung K, Kim Y, Chung Y, Hwang S. Weight-shift training improves trunk control, proprioception, and balance in patients with chronic hemiparetic stroke. *Tohoku J Exp Med.* 232(3):195-9. 2014
- 7- Tyson S, Connell L. The psychometric properties and clinical utility of measures of walking and mobility in neurological conditions: a systematic review. *Clin Rehabil.* 23(11):1018-33. 2009.
- 8- Ng SS, Yu PC, To FP, Chung JS, Cheung TH. Effect of walkway length and turning direction on the distance covered in the 6-minute walk test among adults over 50 years of age: a cross sectional study. *Physiotherapy.* 99(1):63-70. 2013
- 9- Castelassi CS, Ribeiro EAF, Fonseca VC, Beinotti F, Oberg TD, Lima NMFV. Confiabilidade da Versão Brasileira da Escala de Deficiências de Tronco em Hemiparéticos. *Fisioterapia em Movimento.* 22(2). 2017.
- 10- Haan R, Limburg M, Bossuyt P, Meulen JVD, Aaronson N. The clinical meaning of Rankin 'Handicap' grades after stroke. *Stroke.* 26:2027-30. 1995.
- 11- Lee SK. The effects of abdominal drawing-in maneuver during stair climbing on muscle activities of the trunk and legs. *J Exerc Rehabil.* 26;15(2):224-228. 2019.
- 12- Morone G, Matamala-Gomez M, Sanchez-Vives MV, Paolucci S, Iosa M. Watch your step! Who can recover stair climbing independence after stroke? *Eur J Phys Rehabil Med.* 54(6):811-818. 2018.
- 13- Cho JE, Yoo JS, Kim KE, Cho ST, Jang WS, Cho KH, Lee WH. Systematic Review of Appropriate Robotic Intervention for Gait Function in Subacute Stroke Patients. *Biomed Res Int.* 6. 2018.
- 14- Wu M, Landry JM, Kim J, Schmit BD, Yen SC, Macdonald J. Robotic resistance/assistance training improves locomotor function in individuals poststroke: a randomized controlled study. *Arch Phys Med Rehabil.* 95(5):799-806. 2014.
- 15- Esquenazi A, Packel A. Robotic-assisted gait training and restoration. *Am J Phys Med Rehabil.* 91(11):S217-27. 2012.

Efeitos Combinados da Fisioterapia e Terapia Robótica no Equilíbrio e Velocidade da Marcha em Pacientes com Lesão Medular Incompleta

Joyce Karoline Friosi de Carvalho¹, Cristhina Bonilha Huster Siegle¹, Daniela Mitiyo Odagiri Utiyama², Fabio Marcon Alfieri², Denise Matheus², Denise Vianna Machado Ayres², Linamara Rizzo Battistella³, Pedro Claudio Gonsales de Castro².

¹ Fisioterapeuta Residente do Programa de Residência de Pessoas com Deficiência Física Incapacitante do Instituto de Medicina Física e Reabilitação do Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina de São Paulo – IMREA HC FMUSP Rede Lucy Montoro. ² Fisioterapeuta do Instituto de Medicina Física e Reabilitação do Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo – IMREA HC FMUSP Rede Lucy Montoro. ³ Professora Titular da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo; Diretora do Centro de Pesquisa Clínica do Instituto de Medicina Física e Reabilitação do Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo – IMREA HC FMUSP Rede Lucy Montoro.

Resumo

Objetivos: investigar os efeitos combinados da fisioterapia e da terapia robótica sobre a funcionalidade da marcha em relação ao equilíbrio e a velocidade da mesma em pacientes com lesão medular incompleta. **Métodos:** estudo retrospectivo com 14 pacientes na fase crônica da doença, sendo utilizado o G-EO System como intervenção robótica para marcha e escada, constituído de um protocolo de 20 sessões associado à fisioterapia convencional. Foram utilizados o Teste de Caminhada de 10 metros (TC10m), e a Escala de Equilíbrio de Berg (EEB). Valores de $p < 0,05$ foram considerados estatisticamente significativos por meio do teste de Wilcoxon ao início da fisioterapia convencional e pré e pós intervenção. **Resultados:** observado diferenças significativas entre as escalas. No TC10m a velocidade inicial média variou de 2,60 m/s ($\pm 1,72$) ao início da fisioterapia convencional, para 1,57 m/s ($\pm 0,80$) ao final das 20 sessões de G-EO com $p = 0,0424$. Para a EEB ao início da fisioterapia convencional a média foi de 31,85 pontos ($\pm 12,50$), e de 42,35 ($\pm 14,25$) ao final das 20 sessões de G-EO System, com $p = 0,0096$. **Conclusão:** Terapia robótica de marcha associada à fisioterapia convencional, mostrou-se eficaz para promover aprimoramento do equilíbrio e velocidade da marcha em indivíduos em fase crônica após acometimento por lesão medular incompleta.

Palavras-chave: Lesão Medular, Marcha, Equilíbrio, Medicina Física e Reabilitação, Reabilitação Neurológica, Robótica.

1. Introdução

Restaurar e recuperar a capacidade de andar, principalmente de forma independente é um dos objetivos na reabilitação de pacientes com lesão medular (LM) incompleta, devido seu grande impacto sobre a qualidade de vida, independência e participação do indivíduo em sociedade. Dessa maneira, o treino de marcha orientado à tarefa,¹ leva em consideração os princípios fundamentais da aprendizagem motora,² envolvendo mecanismos de neuroplasticidade central³ e conseqüentemente reorganização cortical.^{4,5} A partir disso, o treino de marcha robótica permite a prática repetitiva e específica das fases da marcha,^{6,7} sabendo assim que a prática de todas as fases é necessária para a realização completa do ciclo de marcha,⁸ tem-se o emprego do G-EO System (GS) como reforçador para a ocorrência desse processo. Vale lembrar que a terapia robótica poupa o esforço do fisioterapeuta de auxiliar o indivíduo durante o treino, oferecendo também maior segurança quanto ao risco de quedas devido comprometimento da marcha,⁹ pois o GS é visto como um dispositivo de reabilitação robótica da marcha, voltada para indivíduos que possuem alguma alteração da função motora das extremidades inferiores.¹⁰

Sendo assim, o GS é tido como um dispositivo moderno de reabilitação robótica da marcha¹⁰ baseado no conceito de plataforma modular a partir da oferta de diferentes módulos e opções terapêuticas,¹¹ como a segmentação do movimento, simulação da marcha e escadas e alternância entre os modos passivo, ativo-assistido e ativo.¹⁰ Dentre os parâmetros ajustáveis e controláveis que permitem a eficácia do tratamento, tem-se: comprimento e largura do passo, cadência e velocidade da marcha, ângulo de tornozelo, altura do degrau, suporte dinâmico de peso corporal, movimento do centro de massa corporal e ativação horizontal dos quadris, além da detecção da descarga de peso realizada pelo indivíduo através das plataformas,¹⁰ sendo fornecido relatórios detalhados que possibilitam a avaliação do progresso do indivíduo e a progressão das condutas com o mesmo.¹¹

A terapia robótica promovida pelo GS oferta o treino da marcha por meio de mecanismos de movimentação acionada eletricamente através de duas plataformas para apoio dos pés, uma estrutura de suporte de peso corporal, um painel de operação e uma unidade de controle e operação através do computador.¹⁰ Dessa forma, o GS move os membros inferiores dos indivíduos de acordo com um padrão previamente determinado pelo fisioterapeuta, a partir das possibilidades fornecidas pelo software,¹¹ onde a mecânica distribuída aos pés através das plataformas, transmite para os membros inferiores o estímulo de marcha no solo ou a subida e descida de degraus,¹⁰ possibilitando realizar ajustes necessários para que o padrão de marcha se aproxime do funcional.⁹

Sendo assim, o objetivo do presente estudo é investigar os efeitos combinados da fisioterapia e da terapia robótica G-EO System sobre a funcionalidade da marcha em relação ao equilíbrio e a velocidade da mesma. Os achados podem contribuir para confirmar a eficiência do protocolo utilizado ou aperfeiçoamento do mesmo, além de aumentar o conhecimento clínico na área e auxiliar na prática clínica de profissionais que trabalhem com a terapia robótica.

2. Materiais e Métodos

Realizou-se um estudo de caráter observacional retrospectivo, por meio da análise de prontuários de pacientes institucionalizados no Instituto de Medicina Física e Reabilitação – Rede Lucy Montoro, do Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo (IMREA HC FMUSP), São Paulo – Brasil, sendo aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa (CEP) da Universidade de São Paulo, sob parecer nº 2.878.918.

Sendo assim, foram selecionados inicialmente 51 prontuários para análise, referente aos indivíduos com LM incompleta, que realizaram pelo menos uma sessão de treinamento robótico no GS de julho de 2013 a dezembro de 2018. Destes, 10 foram excluídos por não completarem as 20 sessões de terapia no equipamento robótico, 3 por intercorrência clínica durante o período de realização das sessões, 3 por não apresentarem dados da avaliação pré e pós protocolo, 2 por estarem realizando as sessões de terapia durante o período de coleta de dados, 2 por não atenderem aos critérios de elegibilidade, 2 por terem realizado a terapia robótica GS após o término da fisioterapia e 1 por participar de um protocolo experimental envolvendo o uso do biofeedback junto ao GS. Com isso, restaram 28 prontuários de indivíduos que completaram as 20 sessões de terapia robótica, onde posteriormente foram excluídos 14 devido a não realização das avaliações ao início da fisioterapia e pré ou pós as 20 sessões de GS. Assim, a análise dos resultados foi baseada em uma amostra de 14 indivíduos na fase crônica da LM incompleta, apresentando média de idade de 42.35 ± 14.49 , sendo 10 homens e 4 mulheres.

Foi utilizado como intervenção terapêutica a marcha robótica G-EO System¹⁰ associada a fisioterapia convencional, de forma que os indivíduos participantes realizaram duas sessões na semana de fisioterapia convencional, com duração de 50 minutos cada, composta por exercícios de alongamento, fortalecimento e mobilização global, exercícios de conscientização corporal, treinos de independência e segurança para a realização das atividades de vida diária, treino funcional, cardiorrespiratório e voltado para a tarefa, incluindo o uso de estimulação elétrica funcional, cicloergômetro de membros inferiores. Para a terapia robótica GS, foram realizadas 20 sessões de 20 minutos cada, duas vezes por semana, podendo incluir as modalidades marcha, subida e descida de degraus, ficando a critério de cada fisioterapeuta sobre a modalidade utilizada segundo a necessidade avaliada de cada paciente. Junto a isso, devido este estudo ser retrospectivo, não foi possível o controle do tempo em que os indivíduos permaneceram executando cada modalidade do GS. Além disso, o suporte de peso corporal fornecido pelo suspensor presente no equipamento, foi utilizado somente como dispositivo de segurança, através de um colete preso ao indivíduo durante o treino.

Como análise do efeito pré e pós terapia de marcha robótica associada a fisioterapia convencional, foi utilizado o Teste de Caminhada de 10 metros (TC10m)¹² e a Escala de Equilíbrio de Berg (EEB).¹³ As avaliações dos prontuários foram realizadas por pesquisadores diferentes dos que realizaram a aplicação das escalas durante o período de participação do protocolo de reabilitação. A análise dos dados foi realizada por meio do programa SigmaStat, onde a normalidade da distribuição das variáveis foi testada pelo método de Kolgomorov-Smirnov. Porém, devido a distribuição não normal das variáveis, para comparar os efeitos pré e pós intervenção, foi utilizado o teste de Wilcoxon, onde os valores de $p < 0,05$ foram considerados estatisticamente significativos.

3. Resultados

A amostra foi composta por 14 indivíduos, apresentando média de $33,14 \pm 22,01$ meses de lesão, a partir do episódio da lesão e o início da terapia robótica, onde todos apresentavam paraplegia incompleta e foram classificados segundo a American Spinal Injury Association (ASIA)¹⁴ como ASIA C e D, ou seja, 3 indivíduos foram identificados com uma lesão sensitiva e motora incompletas, ASIA C; e 11 como ASIA D devido uma lesão incompleta com função motora preservada abaixo do nível da lesão.

A partir disso, a tabela 1 indica os resultados iniciais à fisioterapia convencional, e pré e pós 20 sessões de terapia robótica GS associado à mesma.

Foi observado que os indivíduos apresentaram diferenças significativas nos testes realizados. O TC10m apresentou velocidade média ao início da fisioterapia convencional de $2,60 \text{ m/s}$ ($\pm 1,72$) e ao final das 20 sessões de GS de $1,57 \text{ m/s}$ ($\pm 0,80$), com $p = 0,0424$. Já ao início da terapia robótica GS, apresentou velocidade média de $2,04$ ($\pm 1,37$), com $p = 0,0152$ quando comparado ao início de fisioterapia convencional e $p = 101$, não sendo significativo, comparando ao final das 20 sessões de GS. Em relação à EEB, o valor médio ao início da fisioterapia convencional foi de $31,85$ pontos ($\pm 12,50$) e $42,35$ ($\pm 14,25$) ao final das 20 sessões de GS, com $p = 0,0096$. Ao início da terapia robótica GS, apresentou valor médio de $37,57$ ($\pm 13,05$), com $p = 0,0148$ quando comparado ao início de fisioterapia convencional e $p = 0,1278$, quando comparado ao final das 20 sessões de GS.

¹ joycecarvalho@gmail.com, (+55) 19 99479-9708.

Tabela 1 - Comparação dos resultados ao início da fisioterapia convencional, pré e pós terapia robótica GS.

Escala Utilizada	Variável	N = 14	
		Média e Desvio Padrão	≠ Início, Pré e Pós Valor de p
TC10m (m/s)	Início FC	2,607 ±1,72	0,56; p = 0,0152*
	Antes 20 sessões GS	2,047 ±1,37	0,473; p = 101*
	Após 20 sessões GS	1,574 ±0,80	1,033; p = 0,0424*
EEB	Início FC	31,857 ±12,50	5,714; p = 0,0148*
	Antes 20 sessões GS	37,571 ±13,05	4,786; p = 0,1278*
	Após 20 sessões GS	42,357 ±14,25	10,5; p = 0,0096*

TC10m: teste de caminhada de 10 metros; m/s: metros por segundos; FC: fisioterapia convencional; GS: G-EO System; *: Wilcoxon.

4. Discussão

Como citado anteriormente, a recuperação da marcha e das funções relacionadas a mesma, como equilíbrio e mobilidades, são prioridades para as pessoas com LM incompleta.¹⁵ Dessa maneira, existe um paradigma no processo de reabilitação, onde espera-se o treinamento específico das tarefas visando a recuperação de uma função identificada e/ou desejada.¹⁶ O emprego da fisioterapia convencional junto à terapia robótica G-EO System, trouxe a possibilidade do aumento da velocidade de marcha, assim como melhora do equilíbrio estático e dinâmico em diferentes posturas nos indivíduos em fase crônica da lesão medular incompleta do tipo paraplegia. O treino de marcha, subida e descida de degraus, permite o treino orientado a tarefa e o reforçamento da memória motora frente a realização dessas atividades.¹⁷ Além disso, a prática desses exercícios auxilia no fortalecimento da musculatura do core e dos membros inferiores,¹⁷ de forma que essas musculaturas são essenciais para a manutenção do equilíbrio e consequentemente influenciam na marcha.

Além disso, o uso do treino de marcha através da terapia robótica, é uma oportunidade adicional de tratamento para com os indivíduos com distúrbios axiais, aumentando o desafio do treinamento a partir da imposição de parâmetros cinemáticos específicos, e o fornecimento de pistas somatossensoriais intensivas e contínuas.¹⁸ Junto a isso, um bom equilíbrio é essencial para que os indivíduos acometidos pela LM recuperem sua mobilidade e independência.¹⁹

O G-EO System é tido como um robô que possui a característica *end-effector*, ou seja, através de plataformas modulares acopladas aos pés dos indivíduos, o mesmo modula a marcha em relação a velocidade e comprimento do passo. Esse equipamento permite que a pessoa se mantenha mais livre para realizar a atividade, quando comparado aos robôs com exoesqueleto. Dessa forma, o GS permite maiores oscilações de tronco e ativação voluntária da musculatura de core e membros inferiores, para que o indivíduo consiga realizar a tarefa com manutenção do equilíbrio e controle voluntário das estruturas adjacentes.²⁰

Com as limitações motoras instaladas após uma LM, os indivíduos que permanecem com a capacidade de locomoção, passam a locomover-se com diminuição da velocidade e resistência da marcha, impactando diretamente em sua participação social e independência funcional.²¹ Sendo assim, estes são indicativos importantes para, visto que o objetivo do tratamento é voltado para que os mesmos sejam capazes de realizar uma locomoção de forma segura, com uma boa velocidade funcional, pelo máximo de distância possível.²² Dessa maneira, a associação da fisioterapia convencional com a terapia robótica GS, mostrou-se eficaz para aprimorar estes aspectos na amostra, devido ao dispositivo robótico gerar um ciclo preciso, repetitivo e intenso das fases da marcha, auxilia também no reaprendizado motor por meio da promoção neuroplástica das vias envolvidas nesse processo, e a melhora funcional desta habilidade.²⁰

Junto ao treino de marcha, o principal diferencial do G-EO System é o treino de subida e descida de degraus, podendo, por sua vez, aumentar a força muscular, coordenação, equilíbrio e condicionamento cardiorrespiratório dos indivíduos que praticarem esta modalidade.¹⁹ concomitantemente à isso, o treino de marcha em solo realizado por meio da fisioterapia convencional, tem sido sugerido como um reforçador positivo das tarefas realizadas durante a terapia robótica, trazendo benefícios para o equilíbrio e funcionalidade da marcha em indivíduos com LM crônica incompleta,²² partindo do princípio que no dia a dia estes não estarão acoplados à um suspensor de peso corporal durante a realização da marcha e tarefas associadas, onde a sustentação de peso de forma independente auxilia na obtenção de adaptações fisiológicas através de sobrecarga progressiva, melhorando a manutenção da orientação postural e do equilíbrio durante a marcha funcional.²²

Por fim, este foi o primeiro estudo realizado e encontrado na literatura utilizando o G-EO System como terapia adjuvante no processo de reabilitação da população acometida com lesão medular incompleta em estágio crônico. Além disso, o estudo possui diversas limitações, dentre elas, a delimitação individual por cada fisioterapeuta do protocolo de terapia robótica realizado. Vale lembrar que, a realização de uma análise retrospectiva em um equipamento utilizado rotineiramente na instituição, não foi possível o controle da velocidade

utilizada, tempo de permanência em cada modalidade do equipamento. Não foi possível o uso de um grupo controle, impossibilitando assim a descrição e separação de ganhos motores devido a terapia robótica e terapia convencional. Assim, o presente grupo de estudo está em processo de realização de novas pesquisas com avanços nestes aspectos, para que futuramente novos estudos sejam produzidos com menores limitações.

Portanto, o treino de marcha por meio da terapia robótica e com uso do suporte de peso corporal, tem mostrado resultados promissores, porém, ainda não é claro se estes resultados são superiores à fisioterapia convencional,²³ mas o que este estudo mostra são os bons resultados para com a melhora da funcionalidade do indivíduo, a partir das terapias combinadas.

5. Conclusão

O uso da terapia robótica G-EO System nas modalidades marcha, subida e descida de degraus somada a fisioterapia convencional mostrou-se eficaz na promoção adjuvante do equilíbrio e da velocidade da marcha de indivíduos em fase crônica com lesão medular incompleta, com aumentos significativos nas pontuações do Teste de Caminhada de 10 metros e na Escala de Equilíbrio de Berg. Assim, a terapia robótica como forma de intervenção deixou evidente o bom uso do recurso como terapia complementar ao processo de reabilitação convencional, implicando diretamente na melhora da qualidade de vida e independência funcional dos indivíduos.

6. Referências

1. Taub E, Uswatte G, Elbert T. New treatments in neurorehabilitation founded on basic research. *Nature Reviews Neuroscience*. 2002; 3:228–36.
2. Car JH, Shepherd R. A motor relearning programme for stroke. London: Butterworth Heinemann; 1987.
3. Dobkin BH, Firestone A, West M, Saremi K, Woods R. Ankle dorsiflexion as an fMRI paradigm to assay motor control for walking during rehabilitation. *Neuroimage*. 2004; 23:370–81.
4. Liepert J, Bauder H, Wolfgang HR, Miltner WH, Taub E, Weiller C. Treatment-induced cortical reorganization after stroke in humans. *Stroke*. 2000; 31:1210–16.
5. Luft AR, McCombe-Waller S, Whittall J, Forrester LW, Macko R, Sorokin JD, Schulz JB, Goldberg AP, Hanley DF. Repetitive bilateral arm training and motor cortex activation in chronic stroke: a randomized controlled trial. *Jama*. 2004; 292(15):1853–61.
6. Barbeau H, Wainberg M, Finch L. Description and application of a system for locomotor rehabilitation. *Medical & Biological & Engineering & Computer*. 1987; 25:341–4.
7. Visintin M, Barbeau H, Korner- Bitensky N, Mayo N E. A new approach to retrain gait in stroke patients through body weight support and treadmill stimulation. *Stroke*. 1998; 29:1122–8.
8. Dobkin BH. Strategies for stroke rehabilitation. *The Lancet Neurology*. 2004; 3(9):528–36.
9. Hesse S, Waldner A, Tomelleri C. Innovative gait robot for the repetitive practice of floor walking and stair climbing up and down in stroke patients. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*. 2010; 7:30–40.
10. REHA TECHNOLOGY. G-EO System: training more, more effectively, 2012.
11. Hesse S, Tomelleri C, Bardeleben A, Werner C, Waldner A. Robot-assisted practice of gait and stair climbing in nonambulatory stroke patients. *Journal of Rehabilitation Research & Development*. 2012; 49(4):613–22.
12. Salbach NM, Mayo NF, Higgins J, Ahmed S, Finch LE, Richards CL. Responsiveness and predictability of gait speed and other disability measures in acute stroke. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*. 2001; 82(9):1204–12.
13. Miyamoto ST, Junior IL, Berg KO, Ramos LR, Natour J. Brazilian version of the Berg balance scale. *Brazilian Journal of Medical and Biological Research*. 2004; 37:1411–21.
14. Silva GA, Schoeller SD, Gelbecke FL, Carvalho ZMF, Silva EMJP. Functional assessment of people with spinal cord injury: use of the functional independence measure – FIM. *Texto & Contexto – Enfermagem*. 2012 Dec 21(4):929–36.
15. Baunsgaard CB, Nissen UV, Brust AK, Frotzler A, Ribeill C, Kalke UB, León N, Gómez B, Samuelsson K, Antepohl W, Holmström U, Marklund N, Glott T, Opheim A, Benito J, Murillo N, Nachtegaal J, Faber W, Biering-Sørensen F. Gait training after spinal cord injury: safety, feasibility and gait function following 8 weeks of training with exoskeletons from Ekso Bionics. *Spinal Cord*. 2017.
16. Van Kammen K, Boonstra A, Reinders-Messelink H, den Otter R. The Combined Effects of Body Weight Support and Gait Speed on Gait Related Muscle Activity: A Comparison between Walking in the Lokomat Exoskeleton and Regular Treadmill Walking. *PLoS ONE*. 2014; 9:e107323.
17. Lee SK. The effects of abdominal drawing-in maneuver during stair climbing on muscle activities of the trunk and legs. *Journal of Exercise Rehabilitation*. 2019; 15(2):224–8.
18. Capecci M, Pournajaf S, Galafate D, Sale P, Le Pera D, Goffredo M, De Pandis MF, Andrenelli E, Pennacchioni M, Ceravolo MG, Franceschini. Clinical effects of robot-assisted gait training and treadmill training for Parkinson’s disease. A randomized controlled trial. *Annals of Physical and Rehabilitation Medicine*. 2019.
19. Morone G, Matamala-Gomez M, Sanchez-Vives MV, Paolucci S, Iosa M. Watch your step! Who can recover stair climbing independence after stroke? *European Journal of Physical and Rehabilitation Medicine*. 2018; 54(6):811–8.
20. Esquenazi A, Packel A. Robotic-assisted gait training and restoration. *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation*. 2012; 91(11):S217–27.
21. Wu M, Landry JM, Kim J, Schmit BD, Yen SC, Macdonald J. Robotic resistance/assistance training improves locomotor function in individuals poststroke: a randomized controlled study. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*. 2014; 95(5):799–806.
22. Neville BT, Murray D, Rosen KB, Bryson CA, Collins JP, Guccione AA. Effects of performance-based training on gait and balance in individuals with incomplete spinal cord injury. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*. 2019.
23. Mehrholz J, Harvey LA, Thomas S, Elsner B. Is body-weight-supported treadmill training or robotic-assisted gait training superior to overground gait training and other forms of physiotherapy in people with spinal cord injury? A systematic review. *Spinal Cord*. 2017; 55: 722–9.

EQUILIBRIO DINÁMICO Y ACTIVIDAD MUSCULAR DE INDIVIDUOS CON AMPUTACIÓN DE MIEMBRO INFERIOR QUE USAN PRÓTESIS

Cinthia Hermínia Carvalho Nascimento Pereira^{1a}, Adriano Percival Calderaro Calvo^b, Mateus Fernandes Reu Urban^a, Renato Zangaro^c, Leandro Procópio Alves^c, Regiane Albertini^a

^a Universidade Federal de São Paulo, Instituto de Ciência e Tecnologia, São José dos Campos – SP, Brasil; ^b Universidade da Força Aérea, Rio de Janeiro – RJ, Brasil; ^c Universidade Anhembi-Morumbi, São José dos Campos – SP, Brasil

Resumen

La amputación de cualquier parte del miembro inferior altera el centro de gravedad, disminuye la base de soporte, además de modificar la posición del centro de masa. Puede ocasionar aumento en la oscilación corporal con dificultad para controlar el equilibrio dinámico. Algunas alteraciones continúan incluso después de la prótesis. El objetivo del estudio es describir las características de equilibrio y actividad muscular en amputados con prótesis durante actividades de alcance. Participaron tres amputados transtibiales y tres individuos sanos para grupo de control, evaluados por medio de baropodometría y electromiografía de superficie en los músculos del tronco posterior. Los voluntarios permanecieron de pie bajo de equipo de baropodometría, y realizaron actividades de alcance hacia adelante, derecha y izquierda, al límite máximo sin dar un paso y volvieron a la posición inicial, con tres repeticiones cada. En análisis descriptivo de los resultados, amputados presentaron una limitación para realizar los alcances, alcanzando distancias menores. Demostraron también mayor dificultad de equilibrio y una tendencia a valores más altos para la integral de la señal de electromiografía. El estudio se muestra viable para investigación de equilibrio dinámico y actividad muscular de amputados, contribuyendo para la mejora de las orientaciones, tratamiento y desarrollo de componentes protésicos.

Palabras clave: equilibrio_postural, amputados, electromiografía, miembros_artificiales.

1. Introducción y Objetivos

El equilibrio puede ser definido como la capacidad de recuperar el centro de masa (CoM) dentro de la base de soporte y es esencial para mantener las funciones diarias. La oscilación postural puede caracterizarse como la desviación en la posición del Centro de Presión (CoP) en la base de soporte (Ku et al, 2014). Según Horak (2006), mantener el equilibrio postural requiere estrategias de movimiento, estrategias sensoriales, orientación espacial, control dinámico y procesamiento cognitivo. Según Balasubramaniam & Wing (2002), se consideran tres aspectos principales para medir la postura ortostática: dislocación del segmento corporal, actividad muscular y patrón de movimiento del CoM y CoP. El parámetro evaluado con mayor frecuencia es la oscilación de CoP.

La amputación de cualquier parte del miembro inferior altera el centro de gravedad (Adrian & Cooper, 1995), además de modificar la posición del centro de masa, debido a cambios en la configuración corporal (Gallahue & Ozmun, 2003). Puede ocasionar aumento en la oscilación corporal con mayor dificultad para controlar el equilibrio dinámico en el sentido anteroposterior (Barauna et al, 2006). Algunas alteraciones continúan incluso después de la prótesis (Buckley, 2002). La alteración propioceptiva debido a la pérdida de un miembro también justifica la alteración del equilibrio presentada por individuos amputados (Calmels et al, 2001). Siendo así, el objetivo principal del estudio es describir las características de estabilometría y actividad muscular en voluntarios amputados con prótesis y un grupo de control durante actividades funcionales de alcance.

2. Materiales y Métodos

Para el presente estudio, participaron individuos con amputación transtibial, y individuos de un grupo de control, evaluados por medio de baropodometría y electromiografía de superficie en los músculos erectores de la columna (longísimo y iliocostalis) y multifidos bilateral. Fueron excluidos sujetos con alteración cognitiva y/o mental, y inestabilidad clínica.

Para evaluación de electromiografía, se hizo una preparación de la piel y colocación de los electrodos de superficie conforme recomendaciones del Proyecto Electromiografía de Superficie para Evaluación

Muscular No-invasiva (SENIAM), conectados a un módulo de adquisición de señales biológicas de la *EMGSystem*. Los datos son almacenados directamente en la computadora equipada con el *software GNU Octave for Windows*. Además de los electrodos, fue también fijado en el cuerpo del individuo un goniómetro digital que proporciona información sobre principio y fin del movimiento. Para evaluación del equilibrio se utilizó el equipo de baropodometría *S-Plate* compuesto por 1600 sensores con una matriz activa de 400mm x 400mm. Las medidas de equilibrio constituyen el área de oscilación del cuerpo formada por el CoP.

Los voluntarios fueron orientados a permanecer de pie bajo de equipo de baropodometría, en postura confortable y ojos abiertos. Al comando del evaluador, realizaron actividad de alcance, al límite máximo sin dar un paso y volvieron a la posición inicial. Aleatoriamente realizaron un tipo de alcance a la vez, anterior, derecha o izquierda, con tres repeticiones cada. La medida de alcance se hizo por medio de una cinta métrica fijada en la pared, y los sujetos se posicionaron de acuerdo con procedimientos ya validados. Los datos referentes a la electromiografía y estabilometría fueron recolectados simultáneamente.

Las variables electromiográficas analizadas fueron integral de la señal de electromiografía y potencia espectral. Para tratamiento de los datos fue utilizado el filtro Butterworth de cuarta orden, frecuencias de corte abajo de 20Hz y sobre los 500Hz, además de filtro específico para armónicos de 60Hz. En seguida, fue calculada la raíz cuadrada media de la señal electromiográfica y también la densidad de la potencia espectral. Los datos de todos los músculos de cada individuo fueron normalizados, utilizando la raíz cuadrada media de la contracción voluntaria máxima (CVM) durante los cuatro últimos segundos. Ya las variables de estabilometría utilizadas, proveídas por el *software* del propio equipo *S-Plate*, son área total de oscilación, velocidad media anteroposterior (AP), velocidad media mediolateral (ML), desviación AP y desviación ML.

3. Resultados y Discusión

En el presente estudio, se realizó un análisis descriptivo de los datos de tres amputados transtibiales y tres controles. La tabla 1 corresponde a las características de los grupos.

Tabla 1: Características de los grupos analizados

	Amputados					Control				
	A1	A2	A3	Media	DE ⁴	C1	C2	C3	Media	DE
Edad (años)	60	66	28	51,3	20,4	60	67	24	50,3	23,1
Altura (metros)	1,54	1,65	1,78	1,7	0,1	1,59	1,76	1,82	1,7	0,1
Peso (Kg)	55,3	83,1	91,0	76,5	18,8	60,1	83,0	87,3	76,8	14,6
IMC¹	23,3	30,5	28,7	27,5	3,7	23,77	26,79	26,36	25,6	1,6
Género F/M²	F	F	M	-	-	F	M	M	-	-
Lado Dominante Equilibrio D/I³	D	I	I	-	-	D	I	I	-	-
Lado Prótesis/ Lado No Dominante D/I	I	D	D	-	-	I	D	D	-	-
Etiología	Osteomielitis	Diabetes	Trauma	-	-	-	-	-	-	-
Permanencia diaria con la prótesis (h)	12	12	14	12,7	1,2	-	-	-	-	-

¹ Índice de Masa Corporal; ² Femenino/ Masculino; ³ Derecho / Izquierdo; ⁴ Desviación Estandar

La tabla 2 representa los datos de estabilometría y la tabla 3 de electromiografía. Para comparación entre lados, en el grupo amputado se consideró el lado de la prótesis como no dominante y el lado sano como dominante para equilibrio, mientras que para el grupo control se identificó la extremidad inferior preferida para el soporte y este se consideró el lado dominante, el lado contralateral es no dominante. Las señales electromiográficas que permanecieron ruidosas después del tratamiento fueron descartadas.

Al analizar la tarea de alcance anterior entre amputados y control, los amputados mostraron un área de oscilación total menor, mayor velocidad ML, velocidad AP similar, mayor desviación M, menor desviación AP y distancia más corta alcanzada. Tal hallazgo puede demostrar una mayor limitación para realizar el movimiento y una mayor dificultad en el equilibrio durante la tarea. De modo general, los amputados tenían valores más altos para la integral de la señal electromiográfica de los músculos del tronco, lo que puede ser

resultado de la dificultad del equilibrio.

Tabla 2: Valores de media y desviación estándar de la evaluación del equilibrio

	Alcance Anterior				Alcance Lado No Dominante				Alcance Lado Dominante			
	Amputado		Control		Amputado		Control		Amputado		Control	
	Media	DE ⁷	Media	DE	Media	DE	Media	DE	Media	DE	Media	DE
Area ¹	2957,4	406,7	3138,2	1957,1	2610,7	879,6	2869,5	2820,5	3977,9	2587	2578,2	2437,5
Vel ML ²	13,8	0,9	7,5	2,3	14	2,0	11,3	6,4	17,5	9	11,6	6,1
Vel AP ³	12,9	0,7	12,8	3,4	9,8	0,5	5,5	1,9	10,4	2,8	5,7	2,3
Des ML ⁴	14,1	2,0	7,9	3,6	23,1	6,7	29,9	15	31,2	21,2	30,7	15,7
Des AP ⁵	14,4	8,8	31,4	6,4	8,0	2,8	8,3	3,9	9,2	13,8	7,8	4,8
Alcance ⁶	13,3	4,4	30,4	2,0	11,7	7,0	15,3	3,6	13,8	8,9	15,6	3,3

¹ Area (mm²); ² Velocidad mediolateral (mm/s); ³ Velocidad anteroposterior (mm/s); ⁴ Desviación mediolateral (mm); ⁵ Desviación anteroposterior; ⁶ Distancia alcanzada (cm); ⁷ Desviación estándar

Tabla 3: Valores de media y desviación estándar para la integral de la señal de electromiografía y potencia espectral normalizada por la CVM

	Alcance Anterior				Alcance Lado No Dominante				Alcance Lado Dominante			
	Integral de la Señal de Electromiografía											
	Amputados		Control		Amputados		Control		Amputados		Control	
	Media	DE ⁷	Media	DE	Media	DE	Media	DE	Media	DE	Media	DE
LG D ¹	1,23	0,39	0,80	0,13	0,32	0,15	0,24	0,12	0,64	0,11	0,37	0,22
LG ND ²	1,46	0,36	0,88	0,24	0,82	0,06	0,42	0,20	0,42	0,08	0,14	0,04
IC D ³	1,02	0,18	0,84	0,84	0,20	0,03	0,20	0,03	0,81	0,20	0,33	0,06
IC ND ⁴	1,85	1,29	1,30	0,82	1,24	0,53	0,74	0,40	0,48	0,17	0,24	0,09
MF D ⁵	0,87	0,17	0,88	0,31	0,25	0,04	0,26	0,08	0,41	0,14	0,31	0,09
MF ND ⁶	1,50	0,58	0,97	0,27	0,68	0,21	0,42	0,24	0,49	0,06	0,31	0,26
	Potencia Espectral											
LG D	59,65	5,63	62,18	8,65	49,02	2,70	52,50	7,61	55,92	6,87	55,73	7,43
LG ND	62,68	2,55	65,20	3,32	59,10	3,80	57,39	0,37	53,47	2,11	50,99	5,86
IC D	64,11	5,60	58,23	5,50	48,93	5,64	49,21	10,60	61,60	8,03	53,91	7,73
IC ND	61,47	1,34	62,67	3,64	57,65	5,60	58,70	2,20	51,10	3,75	51,89	8,71
MF D	60,38	1,00	60,12	8,06	51,04	5,51	50,03	7,53	53,72	1,42	50,97	5,04
MF ND	59,00	1,61	61,25	7,61	55,72	1,50	52,81	2,85	48,90	1,63	49,82	14,21

¹ Longísimo lado dominante; ² Longísimo lado no dominante; ³ Iliocostalis lado dominante;

⁴ Iliocostalis lado no dominante; ⁵ Multifidos lado dominante; ⁶ Multifidos lado no dominante; ⁷

En amputados, en el alcance anterior, al evaluar el lado dominante en relación con el lado no dominante, hubo una tendencia a mayor amplitud de señal en la musculatura del lado no dominante para todos los músculos del tronco. En el grupo de control, en la comparación entre lados, los valores fueron similares para la integral de la señal, sin embargo, con una ligera diferencia entre el iliocostalis (mayor amplitud en el lado dominante), y la potencia espectral fue ligeramente mayor en el lado no dominante.

En el alcance para el lado dominante, amputados presentaron mayor velocidad ML y AP que el grupo de control. Las desviaciones ML y AP fueron similares, pero también mayores en amputados. La distancia alcanzada permaneció menor en este grupo. Los valores de la integral de la señal de electromiografía fueron, de modo general, más altos en los amputados. En el alcance para el lado no dominante, en comparación con el grupo de control, amputados presentaron mayor velocidad ML y AP, desviaciones menores ML y AP, y menor distancia alcanzada. La integral de la señal y la potencia espectral fueron mayores para los músculos en el mismo lado de actividad (no dominante) en ambos grupos.

Al comparar los lados entre individuos del mismo grupo, en amputados el lado dominante presentó valores más altos para todas las variables estabilométricas y mayor distancia alcanzada. Mientras que, en el grupo de control, los valores fueron muy similares entre lados. Estos hallazgos pueden justificarse por el hecho de que el pie protésico no tiene la misma movilidad y reacciones en el tobillo que la extremidad sana, tiendo así una mayor confianza en el lado sano para realizar el movimiento, y puede arriesgarse más. Para la integral de la señal, parece haber una mayor diferencia entre los lados en el grupo amputado con amplitudes mayores en la musculatura del lado de la prótesis (no dominante).

Los resultados de electromiografía nos llevan a cuestionar si existe un desequilibrio muscular real en los amputados. Los resultados de estabilometría muestran la tendencia a un peor equilibrio en esta población. Algunos estudios han mostrado resultados similares. En 2005, Quai *et al* realizaron una investigación con amputados transtibiales (causa vascular) y encontraron una relación entre el prejuicio somatosensorial con aumento de la excursión de CoP, menor distancia de alcance y antecedentes de caídas frecuentes. En un estudio de Hendershot *et al* (2013), se observó diferencias en los comportamientos mecánicos y neuromusculares del tronco, y en general fueron mayores entre los amputados transtibiales en comparación con controles. Ku *et al* (2014), revelaron que amputados aumentan la oscilación postural en la postura de pie, presentan un mayor desequilibrio en comparación con grupo de control y distribuyen la mayor parte del peso corporal en la pierna no amputada.

4. Conclusión

Dado el tamaño de la muestra, no se puede afirmar que las diferencias encontradas sean estadísticamente significativas, sin embargo, el estudio se muestra viable para investigación de equilibrio dinámico y actividad muscular de amputados, durante actividades funcionales de alcance, siendo importante para la mejora de las orientaciones e intervenciones durante el tratamiento, y mejoras en el desarrollo de componentes protésicos. El impacto de tales cambios en las funciones de la vida diaria debe ser investigado más a fondo, así como un análisis cinemático puede ayudar a comprender mejor los resultados. Estudios con mayor población son necesarios.

5. Referencias

- Adrian, M. J., & Cooper, J. M. (1995). *Biomechanics of human movement*. 21-41.
- Balasubramaniam R., & Wing A. M. (2002). *The dynamics of standing balance*. Trends in Cognitive Sciences, 6(12), 531-6.
- Baraúna, M. A., Duarte, F., Sanchez, H. M., Canto, R. S. T., Malusa, S., Campelo-Silva, C. D., Ventura-Silva, R. A. (2006). *Avaliação do equilíbrio estático em indivíduos amputados de membros inferiores através da biofotogrametria computadorizada*. Revista Brasileira de Fisioterapia, 10 (1), 83-90.
- Buckley, J. G., O'driscoll, D., Bennett, S. J. (2002, Enero). *Postural sway and active balance performance in highly active lower-limb amputees*. American Journal of Physical Medicine and Rehabilitation, 81(1), 13-20.
- Calmels, P., Bethoux, F., Le-Quang, B., Changnon, P. Y., Rigal, F. (2001, Noviembre). *Échelles d'évaluation fonctionnelle et amputation du membre inférieur*. Annales de Réadaptation et de Médecine Physique, 44, (8), 499-507.
- Gallahue, D. L., & Ozmun, J.C. (2003). *Compreendendo o desenvolvimento motor: bebês, crianças, adolescentes e adultos*.
- Hendershot, B. D., Bazrgari, B., & Nussbaum, M. A. (2013). *Persons with unilateral lower-limb amputation have altered and asymmetric trunk mechanical and neuromuscular behaviors estimated using multidirectional trunk perturbations*. Journal of Biomechanics, 46(11), 1907-1912.
- Horak, F. B. (2006). *Postural orientation and equilibrium: What do we need to know about neural control of balance to prevent falls? Age and Ageing*, 35(2), 7-11.
- Ku, P. X., Abu Osman, N. A., Wan Abas, W. A. B. (2014). *Balance control in lower extremity amputees during quiet standing: A systematic review*. Gait and Posture, 39(2), 672-682.
- Quai, T. M., Brauer, S. G., Nitz, J. C. (2005). *Somatosensation, circulation and stance balance in elderly dysvascular transtibial amputees*. Clinical Rehabilitation, 19(6), 668-676.

Evaluación de la Marcha en plano sagital usando técnicas de visión por computadora y un set de marcadores pasivos.

Juan Diego Mendoza Gámez ¹^a, David Asael Gutiérrez Hernández ²^a, Luis Eduardo Rodríguez Cheu ³^b, Wilson Alexander Sierra ⁴^b

^a Tecnológico Nacional de México/ Instituto Tecnológico de León, División de estudios de Posgrado e Investigación, Guanajuato México, ^b Laboratorio Análisis de Movimiento, Escuela Colombiana de Ingeniería Julio Garavito. Bogotá, Colombia.

Resumen

Existen numerosos métodos para el análisis de la marcha, todos ellos con el fin de representar los eventos y parámetros más importantes de marcha humana. Un correcto análisis permite detectar anomalías en el sistema musculoesquelético de la locomoción, y así obtener un diagnóstico efectivo. Sin embargo, el alto costo de estos equipos es una variante limitante en diferentes entornos de trabajo. El desarrollo de este software presenta una alternativa diferente para el estudio del movimiento. El costo en comparación con un análisis en un laboratorio de marcha sería mucho más económico por los elementos empleados tanto en las cámaras como en los marcadores. Otro plus del sistema propuesto es que de algún modo sería portátil, ya que podría llevarse a clínicas y hospitales, permitiendo el concepto de portabilidad y el posible uso de evaluación domiciliaria.

Este estudio busca realizar el análisis de la marcha utilizando marcadores de colores elaborados con un material blando y adaptable al contorno de la pierna, los marcadores son ubicados según el protocolo Davis [6]. En nuestro caso, serán detectados utilizando técnicas de visión por computadora, una vez detectados se utiliza una técnica de seguimiento y a partir de los resultados detectar el ciclo de la marcha; a su vez obtener parámetros tales como porcentaje de fase de apoyo y balanceo, el tiempo de ambas fases, ángulo de flexo extensión de rodillas y tobillos, tiempo de cada zancada izquierda-derecha y la obtención de la cadencia. Adicional a lo ya mencionado, se presentan gráficas para un mejor entendimiento de los parámetros y eventos. Este trabajo se realiza con ayuda de una caminadora (banda sin fin) modulando la velocidad de acuerdo al sujeto de prueba y con una inclinación de 0° grados. Principalmente este estudio realiza una comparación de los parámetros de la marcha adquiridos por nuestro sistema y por el sistema de análisis de movimiento VICON. Finalmente evaluaremos la marcha con nuestro sistema para distinguir entre una marcha normal y marcha patológica para concluir con un análisis clínico del diagnóstico y del protocolo.

Palabras clave: Análisis, ciclo, comparación, Marcha humana, Visión por computadora.

1. Introducción

La marcha es la actividad física más practicada por los seres humanos, sin importar la edad o sexo, lo que hace de ella la más estudiada con distintos métodos. En el mercado existen sistemas especializados ejemplo de ellos son: PEAKMOTUS (VICON), SKILLSPECTOR, DARTFISHTM, entre otros [8], [9], [10], [1]. Estos sistemas son usados para adquirir las características del movimiento de un ser humano con un grado de precisión relativamente alto y se clasifican según su tecnología [1]. Se elige como comparativo a VICON puesto que es el “goal standar” ya que cuenta con protocolos clínicos estandarizados y validados, además es robusto y preciso.

En presencia de las demás investigaciones y modelos sobre la marcha, los objetivos del presente estudio son la detección de fases y obtención de parámetros característicos de la marcha por medio de un sistema basado en técnicas de visión por computadora utilizando solamente dos cámaras RGB que analizan el plano sagital derecho e izquierdo. El presente sistema entra en la clasificación de sistemas evaluativos Óptico con marcadores pasivos. A continuación, introduciremos la metodología y resultados de la evaluación con el sistema VICON.

2. Metodología

¹ Juan Diego Mendoza Gámez diegomendoza03@gmail.com, número de teléfono (+52) 461 142 9116.

El presente proyecto inicia con una revisión bibliográfica para evaluar el estado del arte en lo que tiene que ver como análisis de visión por computador y por otra parte se identificó los parámetros más importantes del ciclo

de marcha y los valores para los parámetros de referencia. Posteriormente la figura 1 muestra el desarrollo del sistema de adquisición de imágenes y su procesamiento para detectar en los miembros inferiores las cinemáticas de las articulaciones cadera, rodilla y tobillo, finalmente se efectúa una prueba en un grupo control y un grupo patológico, para lo cual se utilizó el protocolo Davis Heel en los marcadores de colores, en ambas piernas con el propósito de adquirir los datos necesarios para el estudio.

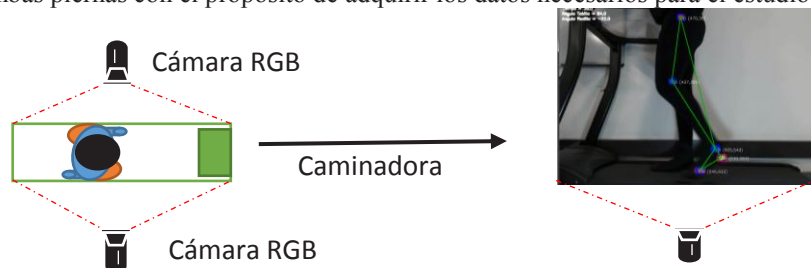


Figura 1 Adquisición de los datos por medio de cámaras colocadas en lados laterales de la caminadora

La evaluación de la marcha mediante nuestro método propuesto necesita de un entorno controlado especialmente en lo que tiene que ver con una iluminación constante, para que pueda llevarse a cabo una detección limpia de los marcadores, tomando en cuenta que el sujeto de prueba debe tener vestimenta de color distinto a los marcadores (recomendado negro), y que el sujeto debe estar sin calzado. Para esto es preciso realizar una prueba de calibración para verificar que todos los marcadores sean detectados, para ello, se debe cumplir con los siguientes requerimientos: la iluminación sea la correcta, la alineación de las cámaras sea adecuada y evitar detectar marcadores fantasmas que son la detección de puntos indeseados como lo pueden ser algún objeto en el fondo, reflexión de luz etc. A partir de las coordenadas obtenidas por los marcadores se calculan los ángulos de flexo extensión de tobillo y rodilla por medio de un procesamiento basado en trigonometría. Posteriormente, se realiza partición de ciclos. Este procedimiento se basa en la adquisición de máximos y mínimos en el eje x del marcador colocado en el quinto metatarso, con respecto al eje x del marcador colocado en la cadera, una vez obtenido estos valores se realiza la división del ciclo en fases. Finalmente, se realiza el proceso de interpolar para la obtención de los puntos necesarios para el ciclo de marcha y normalizar las curvas en un estándar de 0-100%. Con esta información se grafican los N ciclos mejor detectados, para finalmente extraer un ciclo promedio de toda la prueba.

3. Resultados

Para comprobar la efectividad de nuestro algoritmo se realizaron pruebas con sujetos sanos para determinar la segmentación del ciclo de marcha y los parámetros temporales para determinar un diagnóstico, otros parámetros no son tomados en cuenta para este estudio, ya que las pruebas son realizadas en una caminadora; Por tal motivo la velocidad y distancia está controlada por el usuario. En la figura 2 se observa la segmentación de los ciclos resaltando uno del resto. Por otra parte, en la figura 3 se aprecia la segmentación de las fases de la marcha y la relación de actividad en las fases de apoyo que aproximadamente es del 60% contra el 40% de la fase de balanceo, siendo estos valores coherentes con la literatura revisada [6] y [7], asimismo se distingue los grados de flexo extensión en cada porcentaje del ciclo.

Adicionalmente, en la figura 4 se muestra los parámetros del ciclo promedio comparados con parámetros de referencia tomados de [4]. Tomando en cuenta todo lo anterior da como resultado un análisis clínico de la marcha.

Como uno de los resultados de esta investigación hace referencia de la similitud obtenida del flexo extensión de la rodilla entre VICON y el sistema desarrollado se muestra en la figura 5; se aplicó el algoritmo DTW (Dynamic Time Warping) para la obtención de similitud entre dos series de tiempo, esta técnica ha sido usada para aplicaciones del reconocimiento de voz y clasificación del movimiento humano; dando como resultado 84 pts. En la figura 6 se observa gráficamente la similitud de ambos ciclos de marcha. La sincronización de los sistemas de captura de movimiento es esencial, aunque ambos sistemas trabajan a frecuencias de muestreo

¹ Juan Diego Mendoza Gámez diegomendoza03@gmail.com, número de teléfono (+52) 461 142 9116.

diferentes, el algoritmo DTW permite alinear en el dominio del tiempo ambas señales y permite comparar de manera cualitativa las dos formas de onda.

9 Ciclos de Marcha del sujeto de Prueba (Rodilla Izquierda)

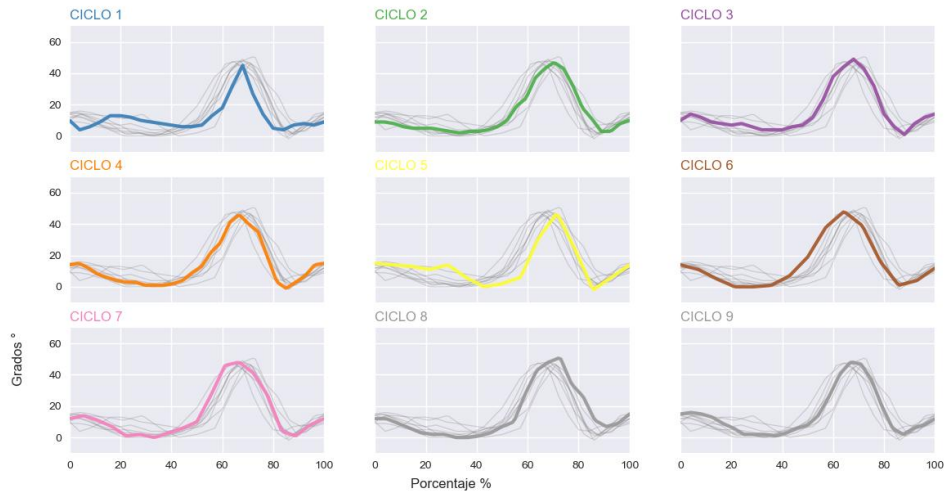


Figura 2 Grafica de los 9 mejores ciclos representados

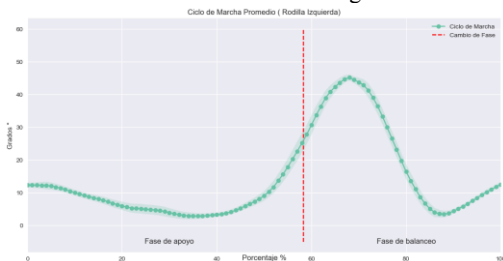


Figura 3 Graficas promedio del ciclo de marcha de la rodilla

PARAMETROS	PIERNA DERECHA	PIERNA IZQUIERDA	VALORES DE REFERENCIA
Fase de apoyo (%)	59.123	58.313	60 ± 2
Fase de balanceo (%)	40.877	41.687	40 ± 2
Tiempo de apoyo (s)	2.22	2.159	1.8 ± 0.2
Tiempo de balanceo (s)	1.543	1.543	1.2 ± 0.2
Flexo Min Tobillo (+)	-19.0	-2.8	13 ± 2
Flexo Max Tobillo (+)	-4.0	13.0	-20 ± 2
Flexo Min Rodilla (+)	0	-1.68	0 ± 5
Flexo Max Rodilla (+)	54.0	50.52	60 ± 5
Tiempo Zancada (s)	2.751	2.702	3 ± 0.5
Cadencia (pasos/minuto)	45.62	46.41	100 ± 10

Figura 4 Parámetros de ambas piernas comparadas con valores de referencia

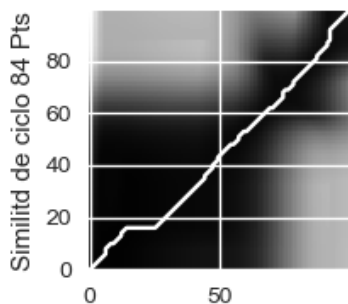


Figura 5 Resultado del algoritmo DTW, similitud entre ambos sistemas

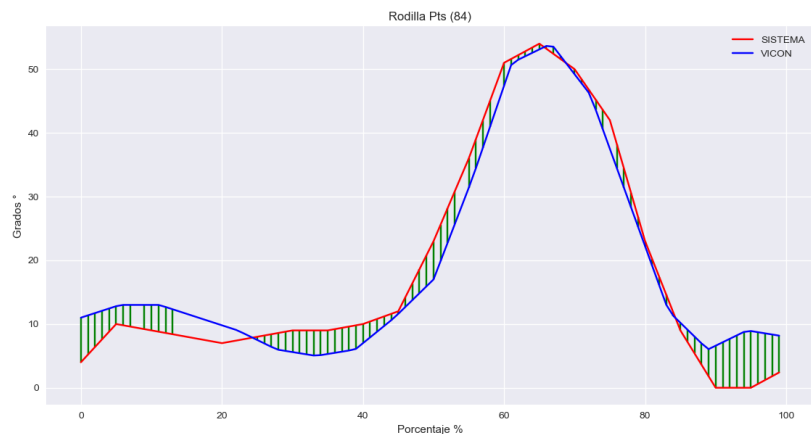


Figura 6 VICON vs Sistema desarrollado (flexo extensión de rodilla)

Finalmente se realizó una prueba piloto con un paciente patológico y una persona, los resultados comparativos de persona con marcha normal contra un paciente con marcha patológica; el cual tiene un problema de poco flexo extensión en rodilla. La figura 7 muestra el ciclo de marcha normal promedio y la figura 8 un ciclo de marcha promedio del sujeto con marcha patológica. Es evidente que el ángulo máximo de flexo extensión en el sujeto con marcha patológica es menor que en el sujeto de marcha normal, además de que es más prolongado y tiene mayor variación.

¹ Juan Diego Mendoza Gámez diegomendoza03@gmail.com, número de teléfono (+52) 461 142 9116.

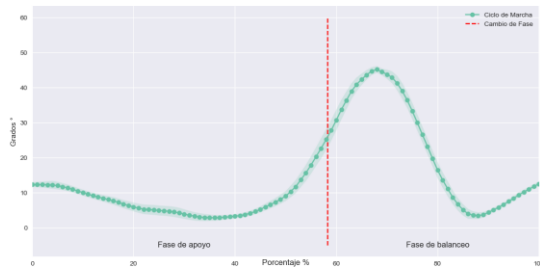


Figure 7 Ciclo de marcha normal (flexo extensión de rodilla)

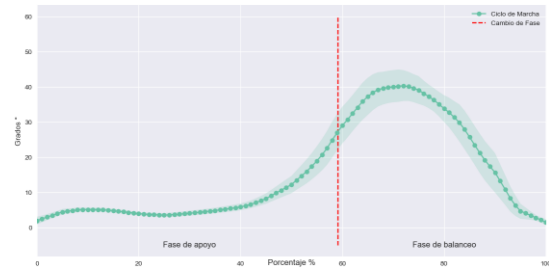


Figure 8 Ciclo de marcha patológico (flexo extensión de rodilla)

4. Conclusión

Como resultado de la siguiente investigación se presenta una experimentación con nuestro sistema de análisis de marcha propuesto y se logró detectar que el ciclo de la marcha a partir de un sistema de cámaras RGB y un set de marcadores pasivos ubicados según el protocolo de Davis, se obtuvieron parámetros temporales, tales como porcentaje y tiempo de las fases de apoyo y balanceo, así como parámetros cinemáticos entre los cuales se destacan, los grados de flexo extensión de rodillas y tobillos, tiempo de cada zancada izquierda-derecha y la obtención de la cadencia. Con esta información se logra diferenciar la marcha normal y una patológica.

Por otra parte, la comparación de resultados de nuestro sistema de medida y el “Goal standar” VICON nos muestra valores muy cercanos, aplicando el algoritmo DTW basado en posiciones cartesianas se obtiene una semejanza de 84 puntos, mientras que en la literatura revisada [1] usando un Kinect se obtuvo una similitud de 83 puntos. Es evidente que debemos experimentar mucho más sobre todo en el protocolo basado en la utilización de la caminadora. Se propone como trabajo futuro una doble detección del marcador por medio de otras técnicas de procesamiento de imágenes para obtener una mayor precisión y calidad en los resultados, proponemos utilizar una doble detección a partir de la detección de color y de forma.

5. Referencias

- [1]D. A. Bravo M., C. F. Rengifo R. y W. Agredo R, «Comparación de dos Sistemas de Captura de Movimiento por medio de las Trayectorias Articulares de Marcha,» Revista Mexicana de Ingeniería Biomédica, vol. 37, n° 2, pp. 149-160, 2016.
- [2]U. R. P. Liendo, «Deducción de indicadores que permiten clasificar objetivamente la marcha hemipléjica espástica,» Interciencia, vol. 39, n° 2, pp. 91-100, 2014.
- [3]«Periódico de Salud,» 2016. [En línea]. Available: <https://periodicosalud.com/flexion-plantar-flexion-dorsal-del-pie/>. [Último acceso: 05 Julio 2019].
- [4]K. Hernández H, D. Carmona M, R. Ramírez R, J. Velázquez, A. Morales y A. Vega González, «Cinemática de la Marcha en Adultos Jóvenes con Peso Normal, Sobrepeso y Obesidad,» Memorias del XLI Congreso Nacional de Ingeniería Biomédica, pp. 366-3699, 2018.
- [5]A. J. Sánchez Salmerón y C. Ricolfe Viala, «Procedimiento Completo para el Calibrado de Cámaras Utilizando una Plantilla Plana,» Iberoamericana de Automática e Informática Industrial (RIAI), vol. 5, n° 1, pp. 93-101, 2008.
- [6]A. I. I. Agudelo Mendoza, T. J. Briñez Santamaria, V. Guarín Urrego, J. P. Ruiz Restrepo y M. C. Zapata García, «Marcha: descripción, métodos, herramientas de evaluación y parámetros de normalidad reportados en la literatura,» CES Movimiento y Salud, vol. 1, n° 1, pp. 29-43, 2013.
- [7]M. H. Schwartz, A. Rozumalskia y J. P. Trosta, «The effect of walking speed on the gait of typically developing children,» Journal of Biomechanics, n° 41, p. 1639–1650, 2008.
- [8]S. C. Vázquez, «LA MARCHA: HISTORIA DE LOS PROCEDIMIENTOS DE ANÁLISIS.,» Revista BIOCIENCIAS. Facultad de Ciencias de la Salud, vol. 2, pp. 3-15, 2004.
- [9]D. Ferrin Bolaños, L. Pencue Fierro y A. Restrepo Marin, «Sistema Distribuido Para Análisis De Parámetros Cinemáticos De La Marcha Humana Utilizando Dispositivos Compatible Con OpenNI,» XIII ENCUENTRO NACIONAL DE ÓPTICA Y IV CONFERENCIA ANDINA Y DEL CARIBE EN ÓPTICA Y SUS APLICACIONES., p. 15, 2013.
- [10]A. F. S. Sarango, Modelamiento de la Marcha de Personas Con la Enfermedad de Parkinson, Ecuador: Universidad Politecnica salesiana, 2018

¹ Juan Diego Mendoza Gámez diegomendoza03@gmail.com, número de teléfono (+52) 461 142 9116.

ANÁLISIS DE LA COMPENSACIÓN DE TRONCO EN REHABILITACIÓN ASISTIDA POR ROBOT

Alice T. Garcia, Marcos V. M. Ramis, Sibyla A. V. e Silva, Vinícius M. de Oliveira

Centro de Ciências Computacionais - C3

Universidade Federal do Rio Grande - FURG

alictissotgarcia@gmail.com; marcosramis@hotmail.com; sibylaavs@gmail.com;

vinicius@ieee.org

Resumen

La rehabilitación de los pacientes de los enfoques terapéuticos tradicionales no ha logrado los resultados esperados, haciendo que los enfoques terapéuticos utilicen la robótica para ganar más y más fuerza. Por lo tanto, se utilizaron una serie de nuevas intervenciones para ayudar a la rehabilitación de pacientes con ciertas restricciones, especialmente aquellos que sufrieron un trauma después de un accidente cerebrovascular. Se ha encontrado que en muchas de estas intervenciones los pacientes han utilizado el movimiento del tronco para suplir o ayudar las tareas de las extremidades afectadas, en lugar de obligar el movimiento de las extremidades con el fin fisioterapéutico correcto, lo que hace que se dificulte el proceso de rehabilitación. Con esto en mente, se decidió analizar los movimientos compensatorios del tronco y lo que se puede hacer para evitar estos movimientos.

Palabras clave: Rehabilitación, miembros superiores, robótica, compensación del tronco.

1. Introducción

Una de las principales causas de discapacidad física es el accidente cerebrovascular, las cuales tienen repercusiones en el control motor de la extremidad superior. Es bien sabido que los movimientos de alcance y sujeción en pacientes hemiparesia son lentos y segmentados, pero las causas de la lentitud aún no están claras (MANDON et. Al., 2016). Las intervenciones que utilizan enfoques terapéuticos tradicionales tienen limitaciones de un 50% a 95% en los pacientes con accidente cerebrovascular, por otro lado la rehabilitación de pacientes con este tipo de restricción está aumentando. Las intervenciones que utilizan la robótica han ganado una fuerza cada vez mayor para ayudar a estos procesos de recuperación.

Los sobrevivientes de derrames cerebrales a menudo tienen una cantidad de miembros deteriorados que hacen que tiendan a compensar estas deficiencias al adaptar sus patrones de movimiento para incorporar grados adicionales de libertad en nuevas articulaciones y segmentos corporales (BAKHTI et al. 2018). Cuando se produce un deterioro del control motor de la extremidad superior, es común que los pacientes hemiparéticos utilicen la flexión del tronco para compensar el deterioro de la extensión del codo durante los movimientos de rango múltiple. Esto sucede, por supuesto, cuando los movimientos se realizan sin restricción. El problema se presenta cuando no se desea dicha compensación, ya que no ayuda en la rehabilitación de los pacientes. Muchas propuestas presentan la solución de asegurar al paciente en la silla, de modo que ya no realice movimientos compensatorios del tronco, obligándolo a forzar el movimiento con la extremidad debilitada (METZGER, 2012) (PAIN, 2015)

El movimiento del tronco, aunque a menudo no se aborda en los análisis de las extremidades superiores de las personas con discapacidad, tiene una evaluación muy importante cuando se trata de estudiar el deterioro de dichas extremidades. (VALEVICIUS et al., 2019). Por lo tanto, el objetivo general de este artículo es básicamente leer el movimiento del tronco y su análisis para que se puedan definir los movimientos compensatorios naturales y los movimientos compensatorios que surgen del movimiento restringido o limitado. Se pretende definir la trayectoria generada y el modelado para contrarrestar dicha compensación.

1.1. Trabajos relacionados

BAKHTI, 2017 presenta un estudio con el objetivo de cuantificar la utilización del brazo afectado. El uso del brazo se refiere a la unión del movimiento del hombro y del codo, contribuyendo al movimiento de la mano para alcanzar el objetivo. Por lo tanto, queremos calcular el uso proximal del brazo (PANU) y para esto, se hace la diferencia entre el uso espontáneo del brazo (SPAU) y el uso máximo del brazo (MPAU). El procedimiento realizado se muestra en la Figura 1. Muestra en la parte superior, las dos pruebas realizadas: en la izquierda el movimiento espontáneo del brazo, donde el paciente estaba libre de restricciones y puede alcanzar el objetivo espontáneamente; en el gráfico de la derecha el terapeuta le informó explícitamente al paciente que minimizara el movimiento del tronco para "forzar" al paciente a maximizar el uso del brazo. La línea inferior (azul) representa el movimiento realizado por la mano, mientras que la línea superior (roja) representa el movimiento del tronco.

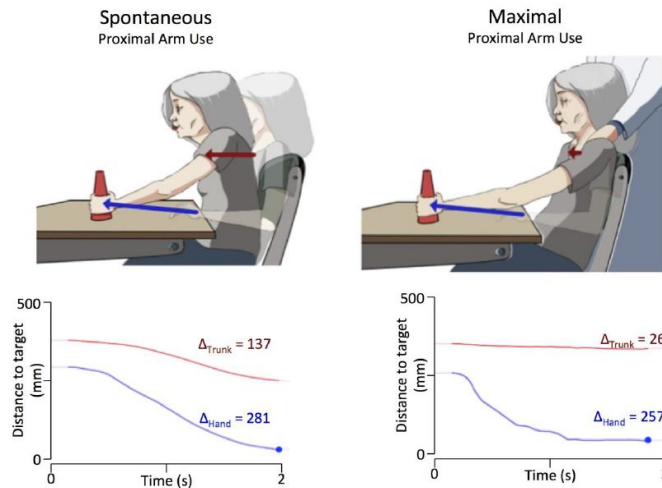


Figura 1. Configuración experimental y ejemplo del uso elevado del brazo proximal (PANU) en el lado afectado del individuo después del accidente cerebrovascular (BAKHTI et al., 2017).

En MICHAELSEN, 2001 presentamos un enfoque ligeramente diferente al que se mostró anteriormente. En este caso, sabiendo que existe una compensación por el movimiento del tronco, las pruebas se realizaron para verificar si los pacientes con sus movimientos restringidos por un arnés tendrían mejores o peores resultados en contraposición de tener movimientos libres. Por lo tanto, se concluye que la restricción del tronco hace que los pacientes usen las articulaciones, asegurando que el movimiento no se pierda totalmente después del accidente cerebrovascular.

2. Metodología

El análisis de los movimientos compensatorios solo se puede realizar si se identifican y se encuentran ciertos patrones. La lectura de los movimientos con tecnologías como sensores de movimiento, permiten obtener gráficos en relación con el tiempo para analizar y comparar los comportamientos de movimiento en varios pacientes y / o voluntarios. Optamos por utilizar el sensor Microsoft Kinect v2, que se muestra en la Figura 2a. Este sensor usa la biblioteca SDK 2.0 para el Sistema Operativo Windows la cual reconoce los puntos capturados por el sensor.

Para comprender qué sucede y cómo se produce esta compensación, decidimos analizar el movimiento de aducción horizontal del hombro, presentado en la Figura 3. Este experimento se realizó en 10 voluntarios diferentes, haciendo movimientos libres y movimientos con restricciones del tronco, para que pudiera ser analizado el comportamiento y sus respectivas variaciones. Los resultados obtenidos se presentan en la siguiente sección.

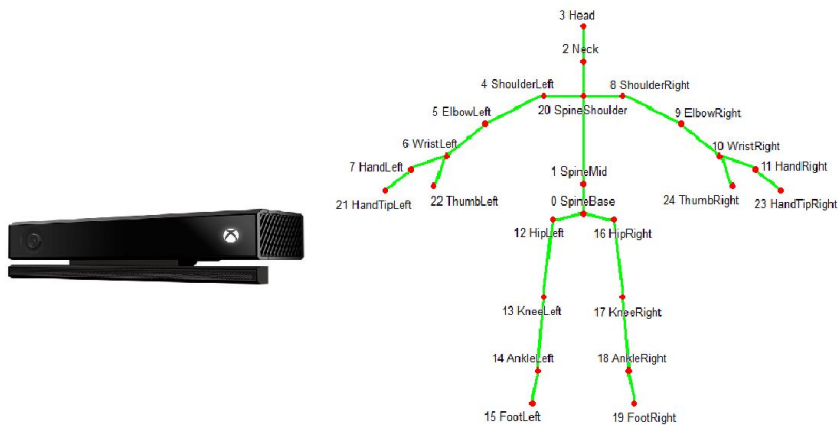


Figura 2. (a) Sensor Microsoft Kinect v2 y (b) Puntos de captura Kinect v2



Figura 3. Movimiento de aducción del brazo (0 - 40°) (MARQUES, 2003)

3. Resultados y consideraciones finales

Inicialmente, los voluntarios eran libres de realizar el movimiento, como se muestra en la Figura 4, es decir, no tenían ningún tipo de restricción de movimiento en el tronco y podían usarlo en el momento del movimiento. Luego, los voluntarios repitieron el movimiento, pero con una restricción de movimiento en el tronco, como se muestra en la Figura 5, de modo que no lo usaron para ayudar en la ejecución del movimiento propuesto.

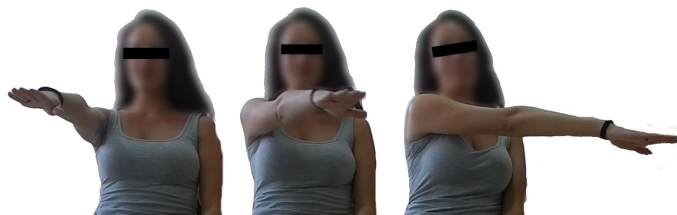


Figura 4. Realización de la prueba sin restricción del movimiento del tronco



Figura 5. Realización de la prueba de restricción de movimiento del tronco

La Figura 6 presenta uno de los resultados obtenidos con uno de los voluntarios analizados que presentó el resultado más crítico con respecto al movimiento del tronco, donde la línea discontinua representa el resultado

obtenido con el tronco libre y la línea continua el resultado obtenido con el tronco restringido. En el gráfico presentado se puede observar que el rango de movimiento es mayor cuando el voluntario no tiene ninguna restricción en el tronco, esto sucede porque usa el tronco en el momento del movimiento, compensando el movimiento de manera inapropiada, causando movimientos no deseados. Por el contrario, cuando el voluntario ha restringido el movimiento del tronco, el rango de movimiento es mucho menor y en consecuencia, la diferencia en el movimiento del tronco también es mucho menor, ya que el voluntario no puede compensar el movimiento con el tronco. El mismo resultado que se ve en la figura 6 a continuación se puede observar en todos los voluntarios analizados, es decir, se puede concluir que existe movimiento compensatorio incluso en personas que no tienen ningún tipo de restricción de movimiento.



Figura 6. Gráfico del movimiento del tronco con y sin restricción de movimiento.

Analizando el gráfico que se muestra en la Figura 6, se puede observar que el movimiento con el tronco libre no vuelve a la posición inicial, esto ocurre debido a una compensación natural del movimiento del tronco casi imperceptible. Por lo tanto, sabiendo y demostrando que existe un movimiento compensatorio natural y otro antinatural, el siguiente paso es identificar un patrón entre estos movimientos para tratar de obtener resultados que puedan ayudar a los fisioterapeutas e incluso al uso de robots en sus tareas de fisioterapia con el objetivo de reducir movimientos compensatorios no deseados.

4. Referencias

- BAKHTI, K. et al. Kinect-based assessment of proximal arm non-use after a stroke. *Journal of neuroengineering and rehabilitation*, BioMed Central, v. 15, n. 1, p. 104, 2018.
- BAKHTI, K. et al. Proximal arm non-use when reaching after a stroke. *Neuroscience letters*, Elsevier, v. 657, p. 91–96, 2017.
- MANDON, L.; BOUDARHAM, J.; ROBERTSON, J.; BENSMAIL, D.; ROCHE, N.; ROBY-BRAMI, A.. Faster reaching in chronic spastic stroke patients comes at the expense of arm-trunk coordination. *Neurorehabilitation and Neural Repair*, v. 30, n. 3, p. 209–220, 2016.
- MARQUES, Amélia Pasqual. **Manual de Goniometria**. 2ª edição revisada e ampliada. 2003.
- MICHAELSEN, Stella M. et al. Effect of trunk restraint on the recovery of reaching movements in hemiparetic patients. *Stroke*, v. 32, n. 8, p. 1875-1883, 2001.
- NORDIN, N.; XIE, S.; WÜNSCHE, B. Assessment of movement quality in robot-assisted upper limb rehabilitation after stroke: A review. *Journal of Neuro Engineering and Rehabilitation*, v. 11, n. 1, 2014.
- PAIN, Liza M. et al. Effect of trunk-restraint training on function and compensatory trunk, shoulder and elbow patterns during post-stroke reach: a systematic review. *Disability and rehabilitation*, v. 37, n. 7, p. 553-562, 2015.
- METZGER, Anthony J. et al. Characterization of compensatory trunk movements during prosthetic upper limb reaching tasks. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, v. 93, n. 11, p. 2029-2034, 2012.
- VALEVICIUS, A. M. et al. Characterization of normative angular joint kinematics during two functional upper limb tasks. *Gait & posture*, Elsevier, v. 69, p. 176–186, 2019.

Nuevas herramientas para el diagnóstico cuantitativo de enfermedad de Parkinson basadas en la invariabilidad de escala en señales de aceleración

Gianfranco Bianchi^{1,2}, Lucia Ameghino², Marcela Tela², Cinthia Terroba², Malco Rossi², Marcelo Merello^{2,3}, Daniela S. Andres^{1,2,3*}

¹ Laboratorio de Neuroingeniería, Escuela de Ciencia y Tecnología, Universidad Nacional de San Martín (UNSAM), San Martín, Argentina

² Área de Movimientos Anormales, Departamento de Neurociencias, Instituto para la Investigación Neurológica Raul Carrea (FLENI), Buenos Aires, Argentina

³ Consejo Nacional de Investigaciones Científicas y Técnicas (CONICET), Argentina.

1. Resumen

El diagnóstico actual de la enfermedad de Parkinson es clínico: se basa en la habilidad del especialista. Medidas cuantitativas de movimiento son un enfoque novedoso para ayudar a los médicos en el diagnóstico. Nuestro objetivo es encontrar una característica cuantitativa en señales de acelerometría que distinga a los pacientes parkinsonianos de sujetos control de la misma edad, la cual correlacione con la metodología diagnóstica actual. Diseñamos y desarrollamos una pulsera ergonómica con electrónica apropiada, acompañada de una aplicación móvil para el registro y la administración de las señales. Medimos la aceleración de las extremidades en un grupo de pacientes con enfermedad de Parkinson y un grupo control de la misma edad durante la evaluación de finger tapping incluida en la escala diagnóstica MDS-UPDRS. Para caracterizar las señales calculamos parámetros vinculados a patrones temporales y frecuenciales. Analizando el espectro de potencias de las señales de pacientes, existe una reducción con significancia estadística ($p < 0.005$) del rango de frecuencias que sigue una ley de potencias (rango invariante lineal, LIR) cuando se los compara con el grupo control. El parámetro LIR correlaciona con el método MDS-UPDRS y permite proponer una reducción de la escala MDS-UPDRS, se propone como posible biomarcador de enfermedad de Parkinson.

Palabras clave: Acelerómetros, Ingeniería Biomédica, Aplicaciones móviles, Desórdenes de Movimiento, Enfermedad de Parkinson, Diagnóstico cuantitativo, Análisis de señales, Dispositivos vestibles.

2. Introducción

El uso de sensores portables para medir movimiento está atrayendo progresivamente mayor atención a grupos trabajando en trastornos de movimiento alrededor de todo el mundo (Sánchez-Ferro & Maetzler, 2016). La evolución de esta tecnología en las últimas décadas fue considerable, mostrando un gran potencial para el diagnóstico cuantitativo y el monitoreo ambulatorio de pacientes con patologías con manifestaciones de movimiento (Del Din, Godfrey, Mazzà, Lord, & Rochester, 2016). Sin embargo, aún hay pocas aplicaciones clínicas reales (Sánchez-Ferro et al., 2016). La escala clínica MDS-UPDRS (Movement Disorders Society - Unified Parkinson's Disease Rating Scale) es el *gold standard* actual para el diagnóstico y seguimiento de enfermedad de Parkinson (PD). Este método permite puntuar clínicamente la severidad de la enfermedad, incluyendo las manifestaciones motoras. El entrenamiento necesario para realizar la evaluación es significativo, restringiendo el acceso al recurso médico para muchas personas, ya que el diagnóstico sólo puede ser realizado en centros especializados por médicos neurólogos. Una cantidad obtenida objetivamente con sensores y que correlacione con la escala MDS-UPDRS sería un gran paso hacia: 1) una reducción en variabilidad de mediciones entre especialistas y en evaluaciones sucesivas; 2) mejorar la comunicación de resultados, particularmente importante para reportar resultados clínicos en investigación y protocolos, y 3) mejorar el acceso a medicina especializada, brindando una herramienta simple de usar para el diagnóstico por profesionales de menor especialización.

Contacto: Bianchi Gianfranco, Escuela de Ciencia y Tecnología, Universidad Nacional de San Martín. Av. 25 de mayo y Francia, San Martín, Buenos Aires, Argentina, giabianchi@unsam.edu.ar.

Proponemos un sistema basado en sensores inerciales vinculado a una aplicación móvil como método objetivo para detectar eventos de movimiento patológico utilizando algoritmos no-lineales de procesamiento de señales en personas con PD generando una cantidad que pueda usarse como biomarcador.

3. Materiales y Métodos

Se propone un diseño en dos módulos: una pulsera (ver Fig. 1) y una aplicación móvil (ver Fig. 2), encargadas de adquirir los datos de movimiento (aceleración lineal), empaquetar dichos datos y transmitirlos de forma inalámbrica y de establecer la comunicación inalámbrica, recopilar y decodificar la información recibida, respectivamente.

3.1. Adquisición datos

El objetivo principal al diseñar la pulsera fue obtener un diseño ergonómico y sencillo de colocar, que no requiera el uso de ambas manos, lo que es fundamental para aumentar la autonomía del usuario, ya que este posee motricidad reducida. Como mencionamos previamente, este módulo se diseñó buscando soluciones comerciales, las cuales con poca o nula intervención técnica permitieran producir un prototipo funcional de forma rápida y económica para realizar una prueba de concepto del sistema. La aplicación tiene un diseño pensado en el usuario, considerando su utilización tanto por un profesional de la medicina no especializado en la enfermedad, como en un paciente en ambiente domiciliario. Se desarrollaron distintas versiones para cumplir estos requisitos de diseño: la versión clínica permite ingresar diversos parámetros por el usuario; la versión doméstica muestra una interfaz intuitiva capaz de ser utilizada por personas con motricidad fina disminuida presentando solo cuatro botones, auto explicativos.

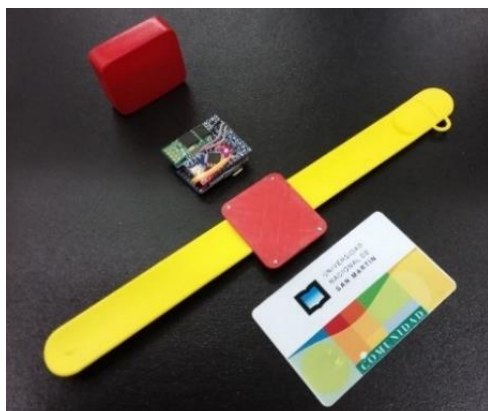


Fig. 1: Módulo adquisición (credencial UNSAM como referencia de tamaño).



Fig. 2: Módulo App, versión doméstica. Interfaz intuitiva. Adquiere las señales y las almacena en el dispositivo.

3.2. Ensayo clínico.

El sistema desarrollado fue utilizado durante la rutina de consulta de los pacientes, buscando minimizar las posibles perturbaciones a la ejecución usual de la misma. La pulsera se ubicó en la muñeca del paciente para todas las evaluaciones, midiendo la aceleración del brazo tanto en las evaluaciones para miembros superiores como inferiores. El protocolo clínico tuvo un diseño doble ciego; el investigador pudo observar la señal de aceleración durante el estudio, mientras que el médico especialista no. El propósito de este diseño fue no afectar la evaluación clínica del paciente al mirar la señal medida. Se consideraron dos grupos independientes entre sí: un grupo de sujetos control de edades similares a los pacientes ($n=10$; 7 hombres y 3 mujeres; edad = 58.45 ± 6.45 .) y un grupo de pacientes parkinsonianos ($n=11$; 7 hombres y 4 mujeres; edad = 62.13 ± 3.56). Ambos grupos fueron evaluados de la misma manera, aplicando una versión reducida de la escala MDS-UPDRS-III.

4. Análisis de datos.

El procesamiento de los datos se realizó de manera offline con MATLAB (Mathwork Inc. Massachusetts, USA). Debido a que la acción de la gravedad tiene una influencia constante en los tres ejes, se procedió a diseñar y aplicar un filtro pasa altos para remover esa componente continua. El siguiente paso fue encontrar una magnitud que represente la información adquirida de los tres ejes espaciales. Se eligió utilizar la media aritmética con la intención de que la señal resultante tuviera la información de la aceleración lineal de los tres ejes. El espectro de potencias (PS) fue calculado como el módulo de la transformada de Fourier de la señal promediada utilizando el algoritmo de *Fast Fourier Transform* (FFT). Luego a cada espectro se le aplicó un filtro pasabajo tipo *moving average*, el cual calcula el promedio de la señal en ventanas de ancho fijo. En particular se eligió el diez por ciento de la señal como ancho para ella (ya que todas las señales se acondicionaban al mismo largo, el filtro se aplicó siempre a la misma frecuencia). Esto permite ver fácilmente los cambios en la pendiente del PS generando una nueva función espectro de potencias suavizado (PSS). A continuación, se graficó el PSS en escala doble logarítmica para el análisis de ley de potencia. Las leyes de potencia revelan regularidades en los sistemas complejos (Lowen & Teich, 1993; Stanley et al., 1994). Este tipo de comportamiento se observa en sistemas con múltiples lazos de control anidados, como los sistemas fisiológicos (Ashkenazy et al., 2003; Lopes & Machado, 2018; Petrosky & Prigogine, 1994).

El método *rango invariable lineal* para análisis de acelerometría (lineal invariant range: LIR) consiste en buscar la regresión lineal (LR) más larga de la función PSS maximizando el coeficiente de regresión cuadrática (R^2). Resultados con un valor de ajuste $R^2 < 0.7$ fueron descartados. La significancia estadística fue evaluada con el test no paramétrico Kolmogorov-Smirnov.

5. Resultados

Se puede observar una reducción estadísticamente significativa ($p < 0.005$) en el LIR para el grupo de pacientes. En la Fig. 3 se muestran las distribuciones de LIR para los grupos control y pacientes con enfermedad de Parkinson. En la Fig. 4 se puede observar la relación entre los parámetros LIR calculados y el MDS-UPDRS resultante de la evaluación clínica. En rojo se muestra un ajuste lineal de los puntos; se observa una correlación descendente, es decir un LIR acortado correlaciona con una enfermedad más avanzada.

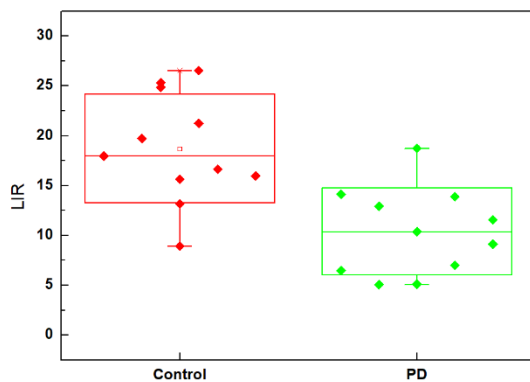


Fig. 3: Diferencias de los LIR calculados para los grupos control y personas con enfermedad de Parkinson (PD) (Significancia estadística evaluada con la prueba no-paramétrica Kolmogórov-Smirnov ($p < 0,01$)). Las cajas muestran la desviación estándar y las barras el rango min – máx.

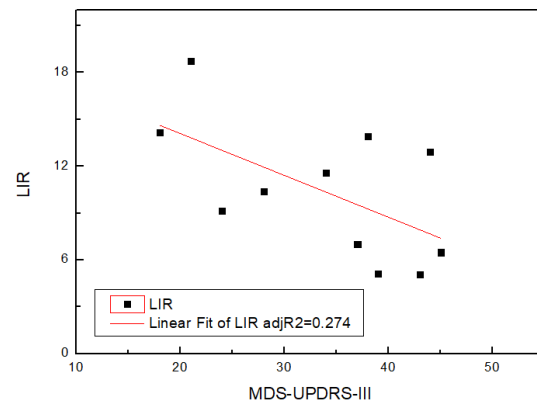


Fig. 4: Relación entre los parámetros LIR calculados y el MDS-UPDRS resultante de la evaluación clínica. En rojo se muestra un ajuste lineal de los datos.

6. Discusión

Los espectros de potencia calculados a partir de las señales acelerométricas siguen leyes de potencia vinculando las componentes frecuenciales y la amplitud del espectro. Esta observación contribuye de manera original a la descripción del movimiento voluntario como un sistema complejo, ya que este tipo de comportamiento se relaciona con la presencia de dimensión fractal y correlaciones de largo plazo (Jankovic & Tolosa, 2015; Lopes & Machado, 2018). El parámetro LIR representa el grado de control del movimiento voluntario, ya que mide el ancho de banda que sigue una ley de potencias. El LIR correlaciona con el MDS-UPDRS-III y permite distinguir sujetos sanos de parkinsonianos. Esto implica un gran avance a nivel tecnológico: encontrar un parámetro objetivo con bajos requisitos computacionales que correlacionan con el diagnóstico clínico a partir de una única evaluación (*finger tapping*) permite proponer una posible reducción de dimensionalidad de la escala MDS-UPDRS y el posible uso de LIR como biomarcador de PD.

7. Conclusiones

El sistema desarrollado resultó ser eficaz. El módulo de adquisición muestra tener calidad comparable a sistemas comerciales y junto al módulo de procesamiento resultan ser herramientas útiles para generar posibles biomarcadores para el diagnóstico cuantitativo en enfermedad de Parkinson. La aplicación desarrollada permite una comunicación eficiente, estable y consigue una adquisición sin pérdida de datos.

El ensayo clínico diseñado permitió validar las herramientas de análisis desarrolladas comparándolas con el método diagnóstico *gold standard* MDS-UPDRS. Las componentes frecuenciales y la amplitud del espectro de potencias del sistema están relacionadas por leyes de potencia. Existe una reducción en el rango frecuencial de la región lineal e invariable del espectro de potencias (LIR) cuando se comparan pacientes parkinsonianos con el grupo control. Este rango corresponde a la zona donde el sistema motor realiza su mayor grado de control, por esto se ve reducido en personas cuyo control del movimiento está afectado ($p < 0.005$).

El hecho de que haya una correlación entre el MDS-UPDRS y el LIR implica que este parámetro serviría para hacer diagnóstico cuantitativo en enfermedad de Parkinson, por lo que lo proponemos como biomarcador.

8. Referencias

- Ashkenazy, Y., Havlin, S., Ivanov, P., Peng, C.-K., Schulte-Frohlinde, V., & Stanley, H. (2003). Magnitude and sign scaling in power-law correlated time series. *Physica A: Statistical Mechanics and its Applications*, 323, 19-41. [https://doi.org/10.1016/S0378-4371\(03\)00008-6](https://doi.org/10.1016/S0378-4371(03)00008-6)
- Del Din, S., Godfrey, A., Mazzà, C., Lord, S., & Rochester, L. (2016). Free-living monitoring of Parkinson's disease: Lessons from the field: Wearable Technology for Parkinson's Disease. *Movement Disorders*, 31(9), 1293-1313. <https://doi.org/10.1002/mds.26718>
- Jankovic, J., & Tolosa, E. (2015). *Parkinson's Disease & Movement Disorders* (Sixth edition). Wolters Kluwer.
- Lopes, A. M., & Machado, J. A. T. (2018). *Power Law Behaviour in Complex Systems*. <https://doi.org/10.3390/e20090671>
- Lowen, S. B., & Teich, M. C. (1993). Fractal renewal processes generate $1/f$ noise. *Physical Review E*, 47(2), 992-1001. <https://doi.org/10.1103/PhysRevE.47.992>
- Petrosky, T., & Prigogine, I. (1994). Quantum chaos, complex spectral representations and time-symmetry breaking. *Chaos, Solitons & Fractals*, 4(3), 311-359. [https://doi.org/10.1016/0960-0779\(94\)90050-7](https://doi.org/10.1016/0960-0779(94)90050-7)
- Sánchez-Ferro, Á., Elshehabi, M., Godinho, C., Salkovic, D., Hobert, M. A., Domingos, J., ... Maetzler, W. (2016). New methods for the assessment of Parkinson's disease (2005 to 2015): A systematic review. *Movement Disorders: Official Journal of the Movement Disorder Society*, 31(9), 1283-1292. <https://doi.org/10.1002/mds.26723>
- Sánchez-Ferro, Á., & Maetzler, W. (2016). Advances in sensor and wearable technologies for Parkinson's disease. *Movement Disorders: Official Journal of the Movement Disorder Society*, 31(9), 1257. <https://doi.org/10.1002/mds.26746>
- Stanley, H. E., Buldyrev, S. V., Goldberger, A. L., Goldberger, Z. D., Havlin, S., Mantegna, R. N., ... Simons, M. (1994). Statistical mechanics in biology: How ubiquitous are long-range correlations? *Physica A: Statistical Mechanics and Its Applications*, 205(1-3), 214-253. [https://doi.org/10.1016/0378-4371\(94\)90502-9](https://doi.org/10.1016/0378-4371(94)90502-9)

DESARROLLO DE SISTEMA DE ANÁLISIS CINEMÁTICO DE LA MARCHA HUMANA APLICADO A LA NEUROREHABILITACIÓN

Ramis Mariano^a, Hidalgo María Belén^a, Uberti Diego^a

^aCentro de Rehabilitación Neurológica Neuroability, Córdoba, Argentina.

Resumen

La rehabilitación neurológica es el tipo de terapia que se realiza con pacientes que presentan un trastorno de origen neurológico, como por ejemplo una lesión vascular cerebral, lesión medular, etc. Si bien los tratamientos pueden requerir de la intervención de distintas áreas, el abordaje desde la terapia física es un factor común en todos los pacientes, siendo la mejora de la marcha uno de los objetivos que más se presenta.

En la práctica clínica diaria, el proceso de rehabilitación de la marcha puede ser evaluado desde la observación del profesional o mediante sistemas de medición cuantitativos. El presente trabajo se enfoca en el desarrollo de un sistema óptico de medición de la marcha utilizando herramientas de bajo costo. Involucra el diseño e implementación del hardware necesario para el registro de video y el desarrollo de un software específico para detección de marcadores y cálculo de parámetros de interés. Se obtienen parámetros espaciotemporales y rangos articulares del miembro inferior correspondientes al plano sagital.

Hasta el momento se han realizado pruebas en 10 pacientes con lesión neurológica. Para poder comparar el nivel de desviación de parámetros se ha generado una base de datos de 10 personas sanas sin alteración clínica de la marcha. En el presente trabajo se exponen los resultados de un caso clínico.

Palabras clave: marcha humana, biomecánica, cinemática, rehabilitación neurológica.

1. Introducción

La marcha humana a una velocidad constante se compone de períodos o ciclos de patrones que se repiten en el tiempo. Cada ciclo se separa en dos fases, una fase de apoyo y una fase de balanceo. Cada una de estas fases es posible gracias a componentes de movimientos que se asocian en patrones. Durante un evento de lesión del sistema nervioso, los mecanismos que regulan la activación de estos patrones pueden verse comprometidos. En el abordaje del tratamiento de la marcha, se evalúan los componentes de movimiento a través de la exploración clínica, aplicación de escalas de valoración física y de función motora o laboratorios de marcha.

El carácter subjetivo de la exploración clínica y la baja especificidad de la valoración funcional por medio de escalas no aporta la calidad y cantidad de parámetros medibles obtenidos a través de un laboratorio de marcha. Sin embargo, es poco frecuente contar con la información de un laboratorio de marcha debido al costo de adquisición y/o aplicación.

El objetivo del presente trabajo es el desarrollo e implementación de un sistema óptico de análisis de la marcha utilizando elementos de bajo costo.

2. Descripción del sistema

Se utiliza un sistema óptico para realizar la captura de video el cual se encuentra constituido por una cámara y 14 marcadores activos colocados según un modelo biomecánico definido. El sujeto de estudio realiza una caminata sobre una pasarela de 6 metros aproximadamente y se captura un video de su plano sagital.

Una captura de marcha está formada por varias caminatas que se alternan en su dirección. El sistema se encarga de identificarlas y agruparlas según el hemicuerpo al que correspondan. De cada caminata se obtiene al menos un ciclo de marcha. De cada ciclo se extraen parámetros de duración, longitud y velocidad; y rangos articulares de cadera, rodilla y tobillo.

Para la obtención de parámetros se utilizan las trayectorias de cada marcador en cada caminata, las cuales corresponden a un conjunto de vectores ordenados (f, x, y) donde f es el número de cuadro de video, x e y la posición del marcador dentro del mismo cuadro. El número de vectores que tiene cada trayectoria depende de la duración de la caminata y de la tasa de captura de la cámara. La obtención de las coordenadas de posición de cada marcador se realiza por análisis topológico estructural.

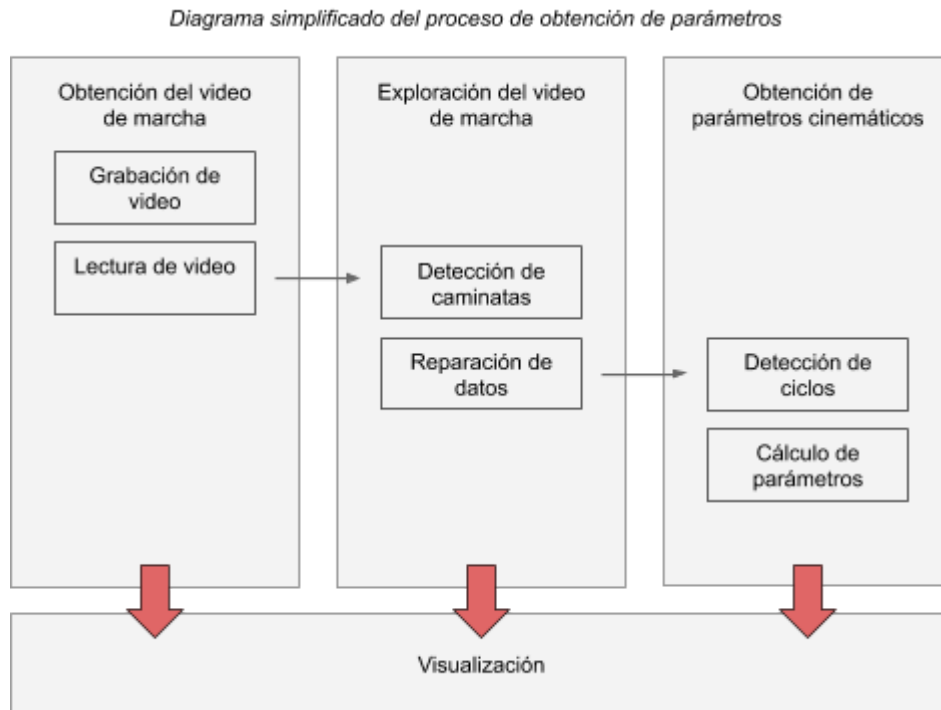


Figura 1. Diagrama de etapas que aplica el operador del sistema para la obtención de parámetros cinemáticos de la marcha.

En la Figura 1 se explica el funcionamiento del proceso de obtención de parámetros de marcha controlado por el operador del sistema. El proceso se desarrolla tres etapas consecutivas: *Obtención del video de marcha*, *Exploración de video* y *Obtención de parámetros*. En cada una de estas etapas se puede recurrir a la visualización de contenido específico.

La *Adquisición de video* de la marcha se puede realizar a través del sistema, con conexión de un módulo óptico (cámara USB) o a través del uso de un dispositivo móvil. La visualización en esta etapa permite corroborar la adecuada disposición del ambiente de captura.

Durante la etapa de *Exploración del video* se detectan las caminatas, entendiendo a una caminata como la trayectoria de la persona en una misma dirección dentro de la escena de video. Cada caminata corresponde a un hemicuerpo y contiene las trayectorias de los marcadores correspondientes a ese lado, ya sea izquierdo o derecho. La reparación de datos involucra identificar correctamente las trayectorias e interpolar datos faltantes. La visualización en esta etapa permite corroborar la reparación de datos por cada caminata.

En la etapa *Obtención de parámetros*, se detectan los ciclos dentro de cada caminata (puede haber más de un ciclo por caminata) y finalmente se realiza el cálculo de parámetros del conjunto de ciclos. La visualización en esta etapa da acceso al conjunto de parámetros a través de tablas y gráficos.

3. Implementación y resultados

El sistema se implementó en un centro de rehabilitación neurológica de la ciudad de Córdoba, Argentina. Se realizaron 20 capturas en total, 10 de ellas en pacientes con lesiones neurológicas y las otras 10 en personas sanas sin alteraciones clínicas de la marcha. Las afecciones neurológicas mencionadas son: accidente

cerebro vascular (n=2), Guillain Barré (n=2), Parálisis Cerebral (n=3), Lesión Medular ASIA:D (n=1), Esclerosis Múltiple (n=1), Poliomielitis (n=1).

Se acondicionó un espacio físico específico de la institución para realizar las pruebas y cada una de ellas tuvo una duración de aproximadamente 2 horas. Con los parámetros obtenidos se generaron informes que incluyen datos cuantitativos arrojados por el sistema así como también una interpretación clínica de los mismos.

3.1 Caso clínico

El caso clínico seleccionado corresponde a un adolescente de 16 años de edad con diagnóstico de Parálisis Cerebral. Al momento de realizar el estudio el objetivo fue registrar parámetros de la marcha previo a una intervención quirúrgica neuro-ortopédica. A nivel funcional, el paciente presenta marcha independiente sin necesidad de elementos de asistencia (andador, bastón canadiense, etc). En rangos generales la velocidad, tiempo y duración de la marcha son de buenas características.

3.1.1 Descripción de los resultados

La figura 2 es el resumen cinemático del plano sagital de los MMII del paciente en estudio. De izquierda a derecha se pueden ver las gráficas correspondientes a las articulaciones de cadera, rodilla y tobillo. En el eje de abscisas se encuentra representado la duración del ciclo de marcha expresado en porcentaje. En el eje de ordenadas, se representa el rango articular expresado en grados. Por convención, el movimiento articular hacia la extensión se representa con grados negativos y el movimiento hacia la flexión con grados positivos.

La línea punteada horizontal corresponde a la posición neutra articular o grado cero (0). La línea negra sólida representa el valor medio de una base de datos creada a partir del muestreo de 10 personas sanas sin alteraciones clínicas de la marcha. El sombreado gris corresponde a 2 desvíos estándar del valor medio mencionado. La línea de trazo continuo de color rojo representa un promedio de los ciclos del miembro inferior izquierdo. De la misma manera, la línea azul corresponde al promedio de ciclos del miembro inferior derecho. Los trazos discontinuos verticales, representan el instante de cambio de fase dentro de ciclo.

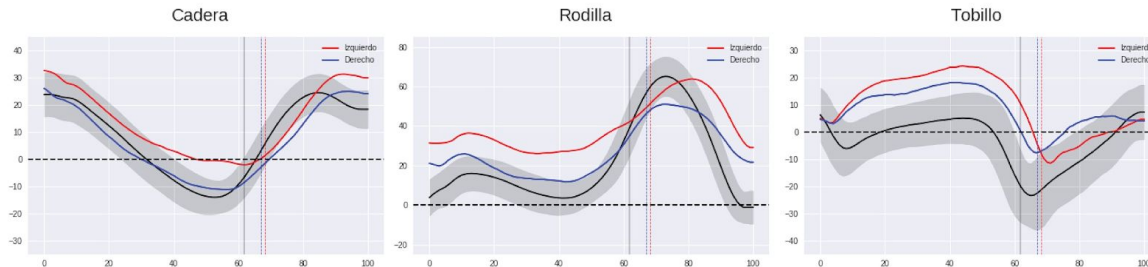


Figura 2. Rangos articulares en plano sagital correspondiente a la media de los ciclos detectados en hemisferio izquierdo (línea roja, N=14) y hemisferio derecho (línea azul, N=14).

Con respecto a la cinemática articular analizada a partir de las gráficas obtenidas, en el lado izquierdo (línea roja) se detecta una rodilla rígida en cierto grado de flexión durante la fase de apoyo, lo cual corresponde a una marcha agazapada. La marcha carece del rango esperado en la fase de propulsión en cadera, rodilla y tobillo. Durante la fase de balanceo los rangos se encuentran dentro de los valores esperados pero, en consecuencia de la fase de apoyo previa, la amplitud articular se muestra reducida.

El lado derecho (línea azul) presenta desviaciones menos marcadas que el lado izquierdo con respecto a lo normal. En general se observa una cadera con rangos normales, un poco enlentecida durante la fase de balanceo. La rodilla si bien está ligeramente flexionada presenta una fuerte restricción en el rango al momento del balanceo. En el movimiento del tobillo se observa un patrón similar al del lado izquierdo con una fuerte presencia de los componentes flexores. Durante todo el ciclo, en ambos miembros, el tobillo apenas alcanza ángulo extensor en el principio del balanceo.

Tabla 1. Parámetros espaciotemporales

Parámetro	Izquierdo	Derecho	Sin alteración
Duración del ciclo (seg)	1.18	1.18	1.0 ± 0.1
Fase de apoyo (%)	68.17	67.04	62.0 ± 2.8
Fase de balanceo (%)	31.83	32.96	38.0 ± 2.8
Longitud de zancada (m)	1.0	1.03	1.0 ± 0.1
Cadencia (pasos/min)	102.17	102.43	110.0 ± 7.0
Velocidad media (m/seg)	0.85	0.88	1.0 ± 0.1

Tabla 1: Parámetros espaciotemporales correspondiente a uno de los pacientes con lesión neurológica.

La tabla 1 muestra el resumen (promedio) de los parámetros espacio-temporales obtenidos. En la misma se comparan los datos del miembro inferior izquierdo, inferior derecho, y los parámetros normales o esperados. Puede verse que la marcha en general es más lenta observando los parámetros de duración, cadencia y velocidad. La fase del ciclo que más afecta estos tiempos es la fase de apoyo, la cual se encuentra incrementada con respecto a los valores normales.

4. Discusión y conclusión

Los parámetros obtenidos como resultado de aplicar el sistema de análisis de marcha propuesto en este trabajo permitieron registrar valores cuantitativos indicadores de la cantidad y calidad de marcha del paciente. Si bien la cantidad de parámetros obtenidos es reducido comparado con las posibilidades que brinda un laboratorio de marcha completo, los valores registrados permiten realizar una valoración objetiva de la marcha basada en datos cuantitativos y brinda la posibilidad de registrar cambios o avances en el tratamiento.

Cabe destacar que el sistema involucra dispositivos de bajo costo y utiliza un software de desarrollo propio. Esto permitió que pueda ser implementado en un centro de rehabilitación mediano, el cual no cuenta con la posibilidad de adquirir un laboratorio de marcha disponible en el mercado actual.

Para la validación del sistema, es necesario realizar un cálculo del error y comparar los resultados obtenidos con un sistema Gold Standard. Por otra parte, las condiciones edilicias y metodológicas están involucradas en el éxito del sistema ya que para su implementación es necesario acondicionar el espacio de trabajo.

Con respecto a la implementación institucional del sistema, actualmente contamos con la dificultad de poder extender el análisis a la población de pacientes con capacidad de marcha. Creemos que la razón principal es la ausencia de instancias evaluativas formales realizadas de forma periódica dentro del protocolo de abordaje del paciente en rehabilitación.

5. Referencias

- [1] Viel Erik, (2002). La marcha humana, la carrera y el salto: Biomecánica, exploraciones, normas y alteraciones. Barcelona: Masson.
- [2] Cimolin, V., & Galli, M. (2014). Summary measures for clinical gait analysis: A literature review. *Gait & Posture*, 39(4), 1005-1010. doi:10.1016/j.gaitpost.2014.02.001
- [3] Wren, T. A., Gorton, G. E., Öunpuu, S., & Tucker, C. A. (2011). Efficacy of clinical gait analysis: A systematic review. *Gait & Posture*, 34(2), 149-153. doi:10.1016/j.gaitpost.2011.03.027

Comparación de métodos para la medición de parámetros espacio-temporales en la marcha

Witte F. G.⁽¹⁾, Simes N.⁽¹⁾, Kabas F.⁽¹⁾, Rocca V.⁽¹⁾, Bazterrica F.⁽¹⁾, Rossi M.⁽¹⁾.

⁽¹⁾Clínica de Internación Aguda en Rehabilitación y Cirugía, CABA, Argentina

Resumen: El estudio de la marcha permite caracterizar alteraciones de manera cuantitativa. Por lo tanto, se utiliza como herramienta de seguimiento y control de aquellas personas que presentan una alteración de la misma. Existen métodos sofisticados para su análisis, que, al ser complejos, pueden también ser privativos. En el afán de encontrar metodologías asequibles, el presente proyecto compara dos métodos de medición de los parámetros espacio-temporales de la marcha, un sistema manual, como control, contra uno inercial. Los resultados muestran una correlación estadísticamente significativa entre ambos métodos para los parámetros “cadencia”, “velocidad” y “tiempo de ciclo”, exceptuando casos en los cuales la velocidad de desplazamiento se ve drásticamente disminuida. En esos casos, los parámetros calculados por el sistema inercial son erróneos a simple vista. En este contexto, en el presente trabajo no se encontró correlación entre estos dos métodos para el parámetro “largo de zancada”.

Palabras claves: evaluación de marcha; sistema inercial; rehabilitación; parámetros espacio-temporales.

1. Introducción

La marcha cumple un rol preponderante en las actividades de la vida diaria, por lo que su afectación es un continuo caso de estudio. Las patologías neurológicas más frecuentes en centros de rehabilitación son los accidentes cerebro vasculares, traumatismos encéfalo craneanos, lesiones medulares y la encefalopatía crónica no evolutiva. El avance en el tratamiento actual de estas enfermedades ha permitido disminuir la pérdida total, recuperar o adquirir la marcha en un gran número de casos. Por ejemplo, Béseler et al. estudian la disminución del tono muscular y de la frecuencia espasmódica en pacientes con espasticidad en consecuencia del tratamiento con toxina botulínica [1]. En adición, Wallard et al., mencionan que luego de el uso de exoesqueletos robóticos para la rehabilitación de pacientes hemipléjicos, la flexión de rodilla en el lado afectado durante las fases de apoyo y balanceo logró valores cercanos a la normalidad [2]. La cantidad de pacientes con secuelas motrices remanentes de estos tratamientos emergentes ha aumentado en consecuencia. Esta tendencia se refuerza con el envejecimiento de la población ya que el mismo implica cambios estructurales y funcionales que desembocan en anomalías en la marcha -tal como señalan Cerda y colaboradores-, como lo son las modificaciones en el sistema músculo-esquelético y en los mecanismos nerviosos centrales y periféricos que controlan el equilibrio [3]. El avance tecnológico ha permitido el desarrollo de métodos para la evaluación de la marcha (estereofotogrametría optoelectrónica, plataformas de fuerza, EMG inalámbrico), aportando una mayor precisión y objetividad en las evaluaciones, tal como señalan Gage [4] y Haro [5]. No obstante, los requisitos para la implementación de estos métodos los vuelven privativos en muchos casos, perjudicando así el proceso de rehabilitación.

En el presente proyecto, se comparan dos métodos para la medición de los parámetros espacio-temporales de la marcha. El primer método (“sistema manual”) se basa en el análisis de videos mediante un software libre y, en este trabajo, es considerado el método de control. El segundo método (“sistema inercial”) utiliza un dispositivo compuesto por un sensor colocado en la base del sacro.

2. Materiales y métodos

2.1. Descripción demográfica

Se realizaron 46 evaluaciones en 18 individuos con ambos sistemas de manera simultánea. Se evaluaron pacientes de ambos géneros (mujeres: 33%; hombres: 67%), de diversas edades (mediana: 24 años; min.: 4 años; max.: 76 años) y variedad de diagnósticos (lesión medular: 5%; tumor: 10%; Guillain Barre: 5%; ACV: 35%; TEC/TEC grave: 15%; otros: 30%). La población, a su vez, fue segmentada por la afección presente (hemiparesia izquierda: 56%; hemiparesia derecha: 22%; paraparesia: 22%). La frecuencia de evaluación de los pacientes, ya sea por

¹ marcha@ciarec.com.ar, teléfono: (+54) 4548-7400, www.ciarec.com.ar

re-evaluación o por cambio de ortesis/elemento de apoyo, se distribuye de la siguiente manera: 1 vez: 6 pacientes; 2 veces: 4 pacientes; 3 veces: 3 pacientes; 4 veces: 3 pacientes; 5 veces: 1 paciente; 6 veces: 1 paciente.

2.2. *Proceso de evaluación*

La totalidad de las evaluaciones se llevó a cabo en el mismo espacio. Se dispuso de una senda recta de siete metros de longitud y un metro de ancho que delimita la región de evaluación. Los pacientes se vistieron con indumentaria negra, corta y ceñida. Se posicionaron en un extremo de la senda. Se les solicitó que caminaran por la misma en ambos sentidos a una velocidad y ritmo confortable. Si el paciente utilizaba ortesis o elementos de apoyo, la evaluación se realizó, de ser posible, con y sin equipamiento, tomando a cada una como evaluaciones individuales.

2.3. *Sistema de evaluación manual (control)*

Se iluminó la región de evaluación utilizando un reflector LED frío de 100 W de 10000 Lm ubicado a la mitad de la longitud de la senda, y a una distancia de 2 m del eje longitudinal de la misma. Se colocó una cámara Sony CX-440 con trípode de manera que capturara el eje longitudinal de la senda y el plano sagital del paciente, a una distancia de cuatro metros de este y a una altura de un metro con respecto al suelo. La velocidad de captura fue de 60 cuadros por segundo a una resolución de 1080p.

Utilizando el software libre Kinovea versión 0.8.15, se obtuvieron la cantidad de pasos y el tiempo en que el sujeto recorrió los siete metros. Por “paso”, se entiende al apoyo sucesivo entre pie derecho y pie izquierdo. El tiempo y el conteo de pasos comienza en el primer contacto inicial dentro de la senda, contabilizando éste como número (0) cero y se continúa contando y cronometrando hasta el primer contacto inicial fuera de la senda.

Mediante la obtención del tiempo (t) en segundos y cantidad de pasos (Cpasos), sabiendo que la distancia de la senda (Dsenda) es 7 metros, se calculan los parámetros espacio temporales [6]:

$$\text{Cadencia (pasos/min)} = 60 * (\text{Cpasos}/t) \quad (1) \quad \text{Largo de zancada (m)} = 2 * (\text{Dsenda}/\text{Cpasos}) \quad (3)$$

$$\text{Tiempo de ciclo (seg)} = 60 * 2 * (1/\text{Cadencia}) \quad (2) \quad \text{Velocidad (m/s)} = \text{Dsenda}/t \quad (4)$$

Este método es considerado en el siguiente trabajo como método de control ya que es una medición directa y no una estimación [7].

2.4. *Sistema de evaluación inercial*

El sistema de evaluación inercial consta de un dispositivo inalámbrico de sensores inerciales compuesto por un acelerómetro triaxial, un sensor magnético triaxial y un giroscopio triaxial. El dispositivo es colocado a la altura de las vértebras S1-S2 de la columna vertebral sostenido por un cinturón ajustable. Transmite la información mediante conectividad Bluetooth® 3.0 con alcance hasta 60 metros, comandado por el software propio del dispositivo. El software contiene diversos tests predefinidos. El test utilizado en este trabajo involucra la caminata del paciente por una senda recta de 7 metros o más de modo de cumplir al menos 5 ciclos de la marcha. Al finalizar la marcha en un sentido, el sistema solicita ingresar la distancia total recorrida. Inmediatamente, el sistema genera un informe donde se obtienen los parámetros espacio-temporales, parámetros cinemáticos, índices de propulsión y simetría cinemática de la pelvis. En este trabajo, se hizo foco únicamente en los parámetros espacio-temporales.

2.5. *Procesamiento de datos*

Utilizando el Software RStudio (versión 1.1.456 con R 3.2.3), se calculó el coeficiente de correlación de Pearson y el nivel de significación estadístico ($\alpha < 0.05$), comparando ambos métodos para cada uno de los cuatro parámetros elegidos. en primera instancia, se compararon todos los datos acumulados; en una segunda instancia, se analizaron –para cada parámetro– las tres subpoblaciones de pacientes, conforme el tipo de afección de la marcha (paraparesias, hemiparesias izquierdas o hemiparesias derechas).

¹ marcha@ciarec.com.ar, teléfono: (+54) 4548-7400, www.ciarec.com.ar

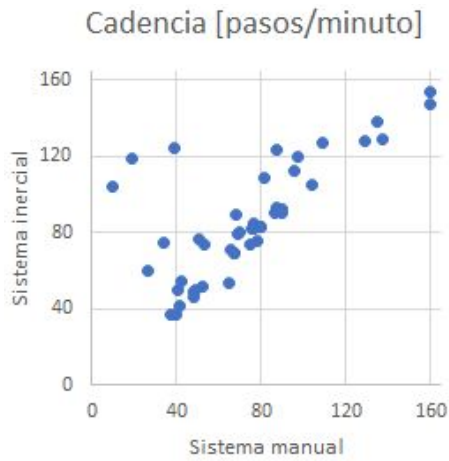


Figura 1. Dispersión de la cadencia

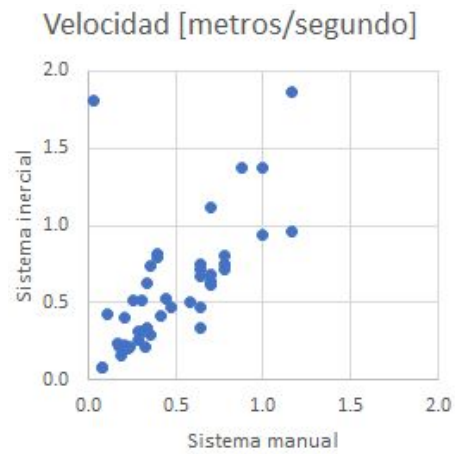


Figura 2. Dispersión de la velocidad

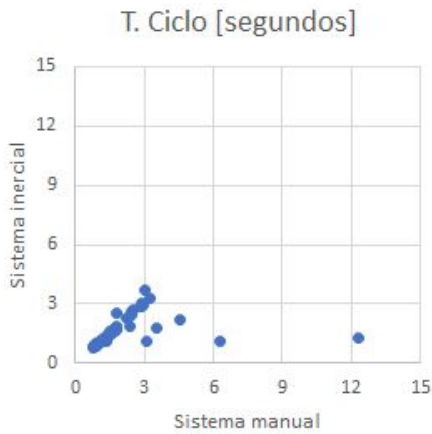


Figura 3. Dispersión del tiempo de ciclo

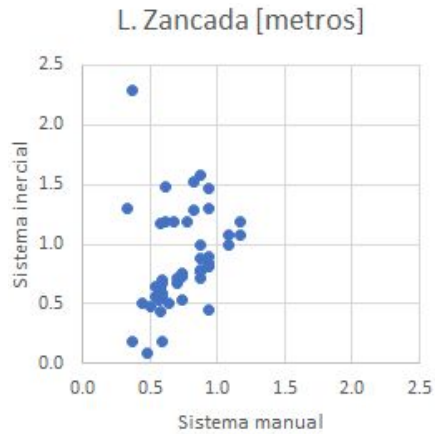


Figura 4. Dispersión del largo de zancada

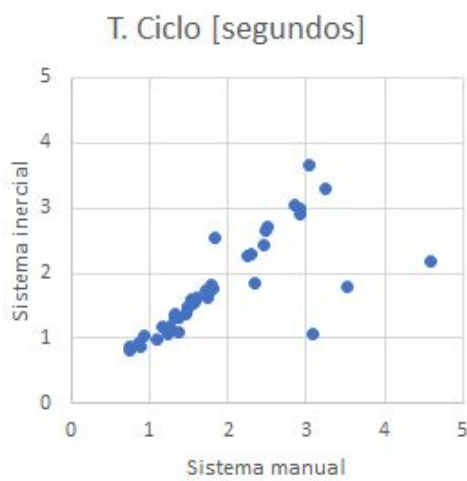


Figura 5. Dispersión del tiempo de ciclo despreciando un set de datos

3. Resultados

En las Figuras 1-4, se observan los gráficos de dispersión para cada uno de los parámetros espacio-temporales elegidos para el total de la población. Se observa una correlación significativa en la cadencia (correlación: 0.71; nivel de significación: 2.60E-08) y velocidad de marcha (correlación: 0.62, nivel de significación: 4.37E-06) (Figura 1-2). No así en tiempo de ciclo (correlación: 0.20; nivel de significación: 1.87E-01) y tampoco para el largo de zancada (correlación: 0.25; nivel de significación: 8.91E-02).

En la Figura 3, se distingue un conjunto de datos que afecta de forma dispar a los métodos. Los mismos corresponden a las evaluaciones de un paciente cuya marcha es demasiado lenta al desplazarse con bastones tetrapodales. Al despreciarlos (Figura 5), se observa una correlación estadísticamente significativa (nivel de significación: 7.85E-09; correlación: 0.74).

Para el caso de largo de zancada, se calculan los coeficientes de correlación Pearson y su respectivo nivel de significación para cada grupo de pacientes según afección de la marcha. Se observa correlación significativa en el grupo de hemiparesia izquierda (correlación: 0.47; nivel de significación: 2.21E-02), no así en el de hemiparesia derecha (correlación: 0.25; nivel de significación: 4.66E-01). Se observa una correlación significativa en el grupo de pacientes con paraparesia (correlación: 0.67; nivel de significación: 3.48E-02). Cabe aclarar que representa 10 evaluaciones donde 60% son del mismo paciente por lo que este resultado no aporta conclusiones significativas.

4. Conclusiones

El análisis estadístico muestra correlación significativa entre los sistemas en la obtención de cadencia y velocidad de marcha. El método de control (sistema manual) implementa la metodología utilizada en un trabajo anterior [7]. La correlación en el tiempo de ciclo se torna significativa al despreciar los datos de un paciente por su velocidad de marcha. En el informe del sistema inercial, se observa que el resultado de la evaluación arrojado fue fragmentada en múltiples segmentos de los cuales se obtiene un resultado final. Considerando el set de datos analizados, en pacientes con velocidades de 0.05 m/s o menores, este sistema se comporta de forma irregular. Como perspectiva futura, se podría definir la velocidad de corte para la cual el sistema inercial logra obtener resultados certeros.

La falta de correlación en el largo de zancada es producto de cómo el sistema inercial interpreta el movimiento de la pelvis para calcular de forma indirecta la longitud de cada paso. Diferente es el caso para el resto de los parámetros que son inferidos a partir de eventos reconocibles (aceleración en cada paso) y el tiempo medido. La velocidad, por su parte, además utiliza la distancia total recorrida, dato que es ingresado a posteriori por el usuario en forma manual. Los resultados son diversos dependiendo la afección presente. Para un análisis más detallado de este resultado sería necesario poseer un set de datos con cantidades similares de individuos en cada grupo.

5. Referencias

- [1] M.R. Béseler a, C.M. Graoa, Á. Gil b y M.D. Martínez Lozanoa (2011) Valoración de la marcha mediante plantillas instrumentadas en pacientes con espasticidad de miembros inferiores tras infiltración con toxina botulínica
- [2] Wallard, L., Dietrich, G., Kerlirzin, Y., & Bredin, J. (2015). Effects of robotic gait rehabilitation on biomechanical parameters in the chronic hemiplegic patients. *Neurophysiologie Clinique/Clinical Neurophysiology*, 45(3), 215–219.
- [3] Cerda L. (2010) Policlínico de Trastornos de Marcha, Evaluación del paciente con trastorno de la marcha Servicio de Medicina Física y Rehabilitación
- [4] Jame Gage; Wiley-Blackwell (2009) The Identification and Treatment of Gait Problems in Cerebral Palsy.
- [5] Dra. Haro M. D 2014;. Laboratorio de análisis de marcha y movimiento. Gait and movement analysis laboratory.
- [6] Whittle M. W. (1990) Gait Analysis, an introduction. Cuarta edición (2007). Editorial, Butterworth Heineman Elsevier
- [7] Witte, F., Ahumada, E., Venica, R., Nociti, Y., Garza, V., Troia, MP., Vernola, E., (2016) Reliability of gait evaluation method.



2.

BIOMECÁNICA Y ANÁLISIS DE MOVIMIENTO EN REHABILITACIÓN

MÉTODO DE EVALUACIÓN CUANTITATIVA PARA LA DETERMINACIÓN DE LAS CAPACIDADES FUNCIONALES MEDIANTE EL ANÁLISIS DE TRAYECTORIAS

Emanuel Figueroa ^a, Daniela Berenstein ^a, Elisa Pérez ^{b, c, d}, Ricardo Armentano ^e, Natalia López ^{b, c, d}, Alejandro Rodrigo ^{a, b, c, d}

^a Universidad Católica de Cuyo; ^b Universidad Nacional de San Juan; ^c GATEME-Gabinete de Tecnología Médica; ^d CONICET-Concejo Nacional de Investigaciones Científicas y Técnicas; ^e UTN-Universidad Tecnológica Nacional

Resumen

Los métodos de evaluación funcional más usados en la actualidad se basan en test que permiten estimar el grado y nivel de disfunción motora de las extremidades, y así obtener conclusiones parciales sobre la independencia del paciente y la capacidad de realizar una tarea específica. Por otro lado, existen test aplicados mediante la entrevista que permiten evaluar el grado de independencia del paciente en las actividades de la vida diaria. En la práctica clínica ambos modelos de test son necesarios para la evaluación de pacientes que presentan alteraciones motoras, con el fin de elaborar un programa de rehabilitación basado en los resultados de estos test y en las actividades de la vida diaria que no puede realizar. En el presente trabajo se propone añadir a las escalas existentes, el análisis del movimiento de las extremidades superiores y tronco en los distintos planos mediante la extracción de variables cinemáticas. Y de esta forma, junto con los test antes nombrados elaborar un lineamiento que permita al profesional de la salud obtener datos que muestre mayor precisión en los movimientos orientados a la tarea.

Palabras clave: sensor Kinect, test clínicos, análisis de movimiento

1. Introducción

Los accidentes cerebro vascular (ACV), tanto isquémicos como hemorrágicos (1), son la tercera causa de muerte en los países desarrollados. Según la organización mundial de la salud (OMS), afectando a 15 millones de personas, 5,5 millones mueren (el 10% de todas las muertes producidas) y otros 5 millones quedan con alguna discapacidad permanente. En la argentina, la frecuencia de ACV es uno cada nueve minutos. Los casos anuales se aproximan 80.000 siendo más frecuente en el sexo femenino (2). El hecho que el sistema nervioso sea una intrincada red de interconexiones entre las diversas estructuras (3), produce que los cuadros clínicos sean variados, siendo las consecuencias más comunes (4), problemas en el control de los movimientos (el más común es la hemiparesia), trastornos sensoriales, problemas para usar o entender el lenguaje, problemas con el pensamiento y la memoria (5).

Las víctimas de accidente cerebrovascular recuperan sus habilidades (6)(7) para las actividades de la vida diaria, en diferente medida, un gran número de ellas tienen limitaciones, tales como la reducción de la velocidad, de la precisión, gestos poco económicos energéticamente a pesar de haber realizado "neurorehabilitación" (8)(9) Por este motivo, consideramos enriquecedor el análisis de los pacientes post-ACV que evidencien trastornos funcionales en las actividades de la vida diaria (AVD) de las extremidades superiores(10).

En este estudio se evaluaron dos gestos de la AVD, el de alimentarse y el de abrir y cerrar la puerta mediante el uso del sensor Kinect®. En el ámbito clínico hay una gran variedad de pruebas, pero generalmente proporcionan sólo información sobre la capacidad de realización de la tarea, y no de su ejecución. Por lo cual es necesario el análisis cinemático y dinámico para obtener mayores resultados, que serán una herramienta de medición confiable y objetiva con la que se puede cuantificar los cambios en el movimiento (8). Los resultados encontrados dan mayor veracidad a las escalas cualitativas actuales, porque describe con veracidad la dificultad específica presente en un paciente ubicado en algún nivel de las escalas actuales, brindando la posibilidad de describir con relativa certeza la secuencia de activación muscular en los seleccionados gestos determinado por las trayectorias que demarcan.

2. Materiales y métodos

Usuarios: cinco pacientes que sufrieron un ACV fueron incluidos en el estudio, con una media de edad de 47,2±18,7, altura 172,2±7,5cm y peso 76,3±7,7kg. Los criterios de inclusión fueron determinados por los test de Ashworth modificada, FMA (Fugl-Meyer Assessment) subescala de miembro superior, y el test FIM, se evaluaron los ítems que corresponden al uso de las extremidades superiores. Los participantes fueron informados de los procedimientos a realizar mediante la aceptación de un consentimiento informado.

Dispositivo: El movimiento de los usuarios fue registrado por el sensor Kinect®, el mismo consta de múltiples dispositivos electrónicos: una cámara RGB estándar de 640x480 píxeles de resolución, una cámara de profundidad infrarroja de 320x240 píxeles de resolución, un proyector infrarrojo, una variedad de micrófonos y un motor para el movimiento del ángulo de inclinación de la cámara. Tanto la cámara de profundidad como la cámara RGB del sistema Kinect pueden capturar datos a una frecuencia de muestreo de 30Hz, con una resolución de 640x480 píxeles. El sensor permite el seguimiento de 20 puntos

distribuidos alrededor del cuerpo. En este trabajo se utilizó los correspondientes a, hombro, codo y muñeca, destacados en azul en la figura 1.

Selección de gestos motores: Se seleccionó para este estudio la acción de comer, ubicando al usuario sentado frente a una mesa, realizando el gesto de llevar una cuchara a la boca, el otro gesto valorado fue el de abrir y cerrar una puerta mediante un dispositivo que simula una media puerta (figura 2). Ambos movimientos fueron considerados de gran relevancia para desenvolverse en las AVD, los cuales se escogieron debido a la gran frecuencia con los que se realizan, pero además se los consideró óptimos ya que una correcta ejecución de los mismos dota al paciente de mayor independencia.

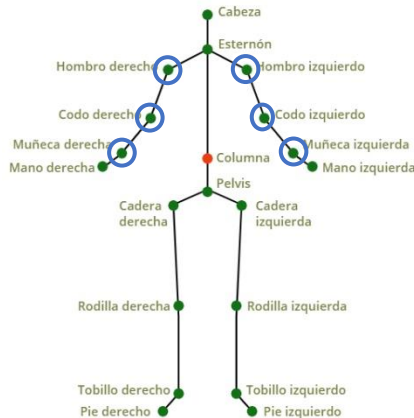


Figura 1. En la siguiente figura se observa los puntos de referencia articular que genera el sensor Kinect®. En azul se encuentra los que se utilizó para este trabajo.

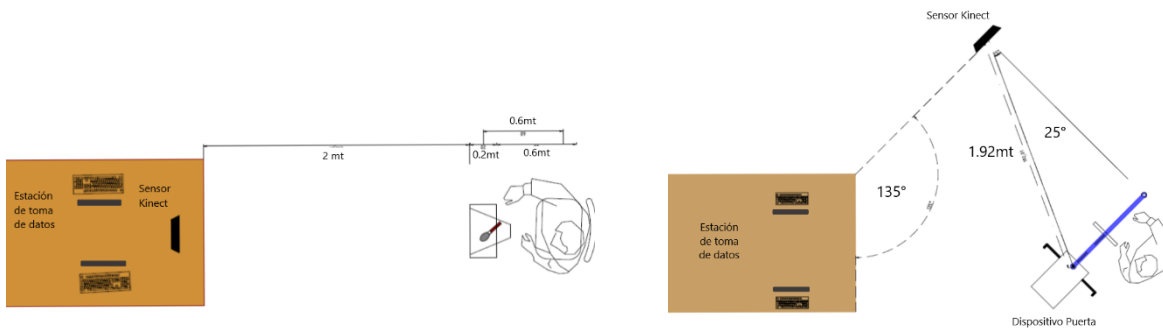


Figura 2. En las siguientes imágenes se puede observar las distancias previstas para la ejecución del gesto de apertura de puerta (imagen de la izquierda) y el gesto de comer (imagen de la derecha)

Protocolo experimental: Se realizó la valoración por medio de la escala de Ashworth modificada, luego FIM y por último FMA (subescala de extremidad superior y subescala de movilidad pasiva de extremidad superior). Seguidamente, se registran los movimientos simulados de comer y apertura de una puerta. Ambos movimientos fueron registrados tres veces de manera bilateral y comparativa, permitiendo realizar un gesto de práctica.

Selección y análisis de los datos: El análisis de los datos se realizó mediante el software Matlab®, y se extrajeron las variables a partir de las trayectorias realizadas por el hombro, codo, muñeca en cada movimiento. Los parámetros seleccionados fueron la longitud total de la trayectoria (LTt), amplitud total(amp_t), amplitud máxima(amp_max) y mínima(amp_min). De los parámetros de amplitud se definió el porcentaje de igualdad del movimiento(D).

La longitud total de la trayectoria se calculó sumando el módulo entre el frame anterior y el siguiente en el eje x, y, z como lo indica la ecuación 1.

$$[1]. \quad LTt = \sum_{i=1}^n \sqrt{(x_{i-1} - x_i)^2 + (y_{i-1} - y_i)^2 + (z_{i-1} - z_i)^2}$$

Donde LTt corresponde a la longitud total de la trayectoria, n al número de frames y los valores de x, z e y a los ejes medial-latero(x), anterior-posterior(z) y vertical(y). La amplitud del movimiento en los tres ejes se calculó a partir del valor absoluto de la diferencia del máximo y el mínimo valor alcanzado en la trayectoria en cada eje respectivamente, como lo indica la ecuación 2.

$$[2]. \quad amp(a)_b = \left| amp_{max(a)_b} - amp_{min(a)_b} \right|$$

Donde a corresponde a los ejes y b pertenece a la extremidad sana (s) o afectada (af). Para estimar el porcentaje de igualdad de movimiento de la extremidad afectada durante el gesto de comer, se calculó la relación entre el módulo del vector resultante de

la extremidad sana (V_{rs}) y el módulo el vector de la diferencia entre las amplitudes totales (x, y, z) de la extremidad sana y afectada, llamado vector error (V_{err}), como lo indica la ecuación 3, 4 y 5.

$$[3]. \quad \vec{v}_{rs} = [amp(x)_s, amp(y)_s, amp(z)_s]$$

$$[4]. \quad \vec{v}_{err} = [amp(x)_s - amp(x)_{af}, amp(y)_s - amp(y)_{af}, amp(z)_s - amp(z)_{af}]$$

$$[5]. \quad D = \left(1 - \frac{|\vec{v}_{rs}|}{|\vec{v}_{err}|}\right) \cdot 100$$

El valor D indica el porcentaje de igualdad del movimiento realizado en la extremidad afectada respecto a la extremidad sana en el gesto de comer a partir de la trayectoria de muñeca.

Análisis estadístico: Para el análisis estadístico se utilizó el software GraphPad Prism®, utilizando estadísticos paramétricos para comparar las medias de los datos obtenidos. El análisis se realizó asumiendo que los datos siguen una distribución normal y homogeneidad de varianza, con un nivel de confianza del 95%.

3. Resultados

3.1. Diferencias entre los movimientos de la extremidad sana y la afectada:

Se realizó el test de Student para evidenciar diferencias entre los movimientos de ambas extremidades. En la tabla 1 se observa la diferencia entre los movimientos del hombro codo y muñeca en el gesto de comer. Se evidencia diferencias significativas ($p < 0.05$) en el eje x del hombro, y en el eje x y z del codo. La muñeca no presentó diferencias significativas en las amplitudes de la extremidad sana y la afectada respectivamente ($p > 0.05$). Respecto a la longitud de la trayectoria, el único parámetro que presenta diferencias significativas es el movimiento del codo en el eje x ($p = 0.007^{**}$, $s = 19.19 \pm 2.54$, $af = 31.63 \pm 3.44$).

	Ejes	mmss sano(s)	mmss afectado(af)	p
		media±SEM	media±SEM	
hombro	x	1.48 ± 0.22	3.53 ± 0.79	*
	y	3.07 ± 0.49	3.53 ± 0.79	ns
	z	3.67 ± 0.51	2.77 ± 0.32	ns
codo	x	7.82 ± 1.02	11.36 ± 1.33	*
	y	9.23 ± 1.98	10.22 ± 1.18	ns
	z	8.69 ± 1.22	12.87 ± 1.42	*
muñeca	x	11.32 ± 1.50	13.91 ± 1.34	ns
	y	25.15 ± 2.59	24.32 ± 2.50	ns
	z	13.71 ± 1.59	10.98 ± 0.79	ns

Tabla 1. En la siguiente tabla se observa las medias de las amplitudes en el eje x, y, z con el error estándar (SEM) y el p -valor calculado mediante el test de Student, evidenciando la existencia de diferencias significativas entre las medias de las amplitudes de la extremidad sana y afectada.

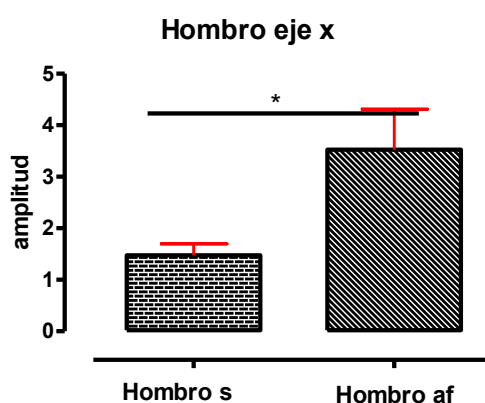


Figura 2. Diferencia entre la media de las amplitudes en el eje x para el punto de referencia del hombro. Presentando diferencias significativas (*) entre la extremidad superior sana y la afectada.

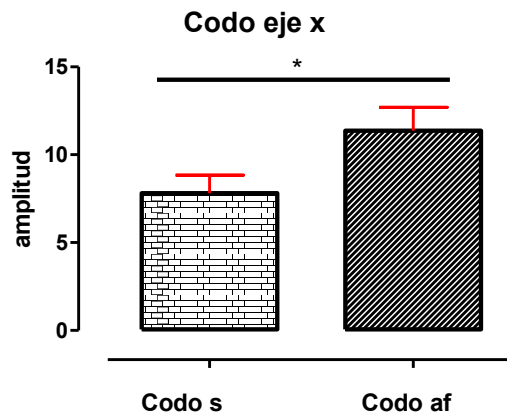


Figura 3. Diferencia entre la media de las amplitudes en el eje x para el punto de referencia del codo. Presentando diferencias significativas (*) entre la extremidad superior sana y la afectada.

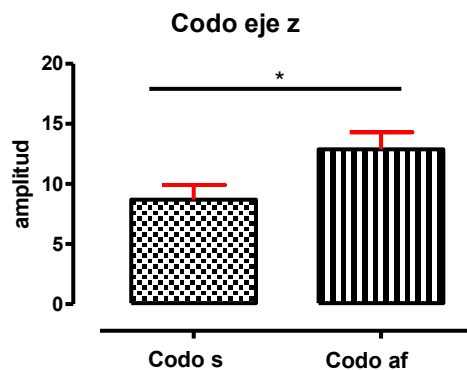


Figura 4. Diferencia entre la media de las amplitudes en el eje z para el punto de referencia del codo. Presentando diferencias significativas (*) entre la extremidad superior sano y la afectada.

Respecto a los resultados analizados anteriormente, la mayoría de los parámetros medidos no presentan diferencias significativas entre la extremidad superior sana y la afectada. Sin embargo, se evidenció que el movimiento del codo en el eje x sí presentó diferencias significativas ($p < 0.05$) en la amplitud y la longitud de la trayectoria, interpretándose en una disminución en la amplitud articular del brazo (reflejado en el movimiento del codo) en el eje x ($p < 0.05^*$, $s = 7.82 \pm 1.02$, $af = 11.36 \pm 1.33$). Por otro lado, existió diferencias significativas en el eje x entre el hombro sano y el afectado ($p < 0.05$, $s = 1.48 \pm 0.22$, $af = 3.53 \pm 0.79$), siendo esto necesario para compensar la falta de movimiento del codo en el eje x, y poder realizar el gesto de comer completamente.

3.2. Análisis de la igualdad del gesto de comer

Se seleccionaron cinco pacientes al azar y se les pidió que realicen tres repeticiones del gesto de comer. En la tabla 2 se puede observar la amplitud error, determinada por la diferencia entre la amplitud de la muñeca de la extremidad sana y la extremidad afectada en sus respectivos ejes. De esta forma se puede identificar el eje de la amplitud de movimiento con mayor diferencia respecto a la extremidad sana, y como repercute en el índice de igualdad de movimiento, observado en la figura 5.

	R1			R2			R3		
	x(cm)	y(cm)	z(cm)	x(cm)	y(cm)	z(cm)	x(cm)	y(cm)	z(cm)
Pac1	5,70	-12,83	20,92	2,51	-6,96	7,56	10,06	-11,64	14,93
Pac2	-4,84	9,18	-0,66	-7,23	0,84	0,16	-16,82	0,67	-11,74
Pac3	-15,11	3,44	0,46	-2,11	-0,51	-4,32	-3,93	-9,13	-1,13
Pac4	8,60	23,21	4,72	-5,43	0,56	-4,36	-1,63	-4,77	3,47
Pac5	6,25	4,78	2,87	-13,62	7,52	5,50	-1,17	8,11	2,60

Tabla 2. En esta tabla se observa la diferencia entre la amplitud de la muñeca de la extremidad sana y la extremidad afectada en los ejes x, y, z en cada repetición del gesto de comer. Los valores negativos indican que la amplitud de la extremidad afectada fue mayor respecto a la sana.

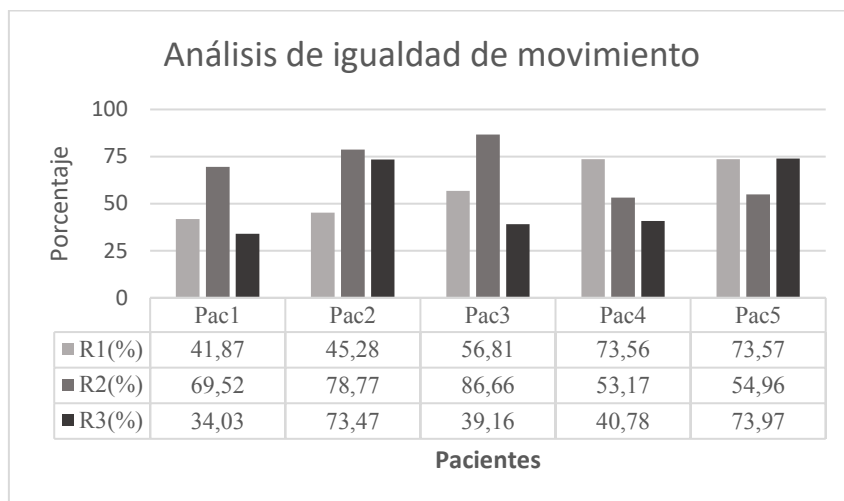


Figura 5. En el siguiente gráfico se puede observar cómo se modifican los porcentajes de igualdad respecto a las repeticiones.

Para analizar en mayor profundidad el porcentaje de igualdad de movimiento, se comparó con los test clínicos Fugl-Meyer Assessment (subescala de sinergia flexora) y el FIM (ítems relacionados al uso de las extremidades superiores). En la tabla 3, se observa la puntuación de cada paciente y el porcentaje de puntuación total respecto a la puntuación máxima de los ítems evaluados, la puntuación máxima de FIM es de 28, considerando la alimentación, arreglo personal, vestido hemicuerpo superior, aseo personal, puntuando desde máxima dependencia (puntuación de 1) a máxima independencia (puntuación de 7). Los ítems que incluyen la evaluación de la sinergia flexora en el FMA es la flexión de codo, supinación, abducción, rotación externa, elevación de hombro y retracción de hombro, la puntuando con movimiento nulo (puntuación de 0), movimiento incompleto (puntuación de 1) y movimiento completo (puntuación de 2) obteniendo una puntuación máxima de 20, para este análisis se cargó los puntajes de la extremidad afectada reduciendo el puntaje máximo a 10. Cabe destacar, que se descartó la supinación, ya que no es posible el registro mediante el sensor Kinect.

	FIM(mmss)		FMA(mmss)	
Pac1	13	46%	5	50%
Pac2	15	54%	5	50%
Pac3	20	71%	10	100%
Pac4	18	64%	8	80%
Pac5	20	71%	10	100%

Tabla 3. La siguiente tabla muestra las puntuaciones obtenidas de las evaluaciones FIM y FMA considerando la funcionalidad motora y la independencia usando las extremidades superiores. El porcentaje está determinado por el puntaje obtenido en las escalas en relación con el puntaje máximo.

Si bien, las evaluaciones que miden el nivel de independencia funcional como FIM, Barthel, etc. están diseñadas para evaluar si el paciente es capaz de lograr una tarea específica sin importar los recursos funcionales que utilice, por esta razón, es necesario que esta evaluación sea contrastada con una evaluación funcional. En este caso, utilizamos el FMA (evaluación de la sinergia flexora) para evaluar la presencia, ausencia y calidad de movimiento, y de esta forma, mediante ambos test estimar si el paciente con bajo puntaje de FIM tiene las capacidades motoras para aprender la tarea, o si un paciente con un alto puntaje de FIM y bajo puntaje en FMA utiliza mecanismos de compensación para lograr realizar una tarea específica. Bajo este concepto, en la tabla 3 los pacientes 3 y 5 obtuvieron un puntaje máximo en FMA, y un valor *D* por arriba del 50% (en dos de tres repeticiones) y un FIM del 71%, reduciendo la independencia en un 30% aproximadamente, teniendo en cuenta el FMA y el valor *D*, es posible que el paciente tenga un buen pronóstico en el aprendizaje de las tareas de las AVD usando la extremidad afectada. En el caso del paciente 4, presenta mayor dificultad motora con la extremidad afectada, sin embargo, el pronóstico sería similar a los dos anteriores, teniendo en cuenta el FMA y el valor *D* de por arriba del 50% en dos de las tres repeticiones. Por último, los pacientes 1 y 2, presentan un FMA del 50%, y un FIM son de 46% y 56%, existiendo poca diferencia con el puntaje FIM del paciente 4(64%), en este caso es muy probable que el paciente utilice mecanismos de compensación para lograr realizar tareas destinadas a las AVD, y según el valor *D*, siendo mayor al 50% en dos de tres repeticiones, la extremidad posea limitaciones funcionales que dificulten el movimiento funcional normal.

Para el análisis del segundo gesto se tomó la longitud total del punto correspondiente al codo, de ambos hemicuerpos, y se aplicó una diferencia entre ambos para determinar la diferencia en las trayectorias arrojando la presencia de una disminución en el hemicuerpo afectado en la mayoría de los pacientes. A demás se compararon las amplitudes totales de los movimientos de hombro en el plano antero-posterior Z, la cual es mayor en el hemicuerpo afectado.

	LTt codo s	LTt codo af.	Dif.	Amp. z hombro s	Amp. z hombro af	Dif
Pac1	83.06	40.78	42.27	7.76	10.03	-2.27
Pac2	125.79	66.12	59.67	16.03	13.65	2.37
Pac3	115.53	95.40	20.12	13.98	10.38	3.59
Pac4	75.85	96.49	-2063	7.46	14.02	-6.55
Pac5	90.68	89.22	1.46	7.65	14.45	-6.80

Tabla 4. Análisis del gesto de apertura de puerta, en cada paciente. Se compara el gesto de la extremidad sana y la extremidad afectada

En la tabla 4 se realiza el análisis del segundo gesto calculando la diferencia entre la longitud total del codo de la extremidad sana y la afectada, observando un mayor movimiento del lado afectado. También, se comparó la amplitud en el eje z de los movimientos de hombro, la cual es mayor en el hemicuerpo afectado. Mediante un análisis de correlación se obtuvo una correlación alta ($r=0.71$, IC 98%), Con lo cual podemos confirmar que en el hemicuerpo afectado existe una disminución en la extensión de codo, la cual es compensada con una antepulsión de hombro para lograr alcanzar el objetivo, en este caso, sujetar el picaporte para lograr la apertura de la puerta.

4. Conclusiones

Las evaluaciones clínicas utilizadas para la medición del nivel funcional motor de los segmentos corporales (ej. FMA), como las destinada a medir el nivel de independencia funcional (ej. FIM), suelen presentar sesgos si se aplican de forma independiente. Por este motivo, es fundamental el conocimiento de escalas de valoración que permitan generar lineamientos terapéuticos que orienten al profesional a una percepción más objetiva del trastorno y de esta forma plantear tratamientos precisos para cada disfunción.

En el presente trabajo se propuso un método de evaluación e interpretación a partir de test clínicos y parámetros cinemáticos adquiridos a partir del sensor Kinect®. Los resultados obtenidos estiman el nivel funcional, el grado de independencia y el uso de la extremidad afectada en movimientos orientados a tareas, intentando brindar un enfoque destinado a localizar la disfunción motora de la extremidad afectada, como también el nivel de participación de la extremidad sana en las actividades de la vida diaria.

Los datos estadísticos demostraron que existió diferencias significativas en el movimiento del codo respecto a la extremidad sana, evidenciando el impacto que genera en los movimientos orientados a tareas. A su vez, el reconocimiento de las diferencias entre los movimientos de la extremidad sana y la afectada podría dar un indicio del comportamiento motor de la extremidad afectada previo al ACV, y hace uso de esta información para medir el nivel de función motora de la extremidad afectada.

Se considera que los resultados obtenidos son consistentes, sin embargo, en número de la muestra nos limita a poder establecer lineamientos terapéuticos que incluyan a pacientes con diferentes trastornos motores en las extremidades superiores. Por otro lado, es necesario que el porcentaje de igualdad de movimiento (D) se aplique a diferentes trastornos de movilidad para evaluar su eficiencia y determinar si puede ser utilizado para medir la Dismetría.

Bibliografía

1. Álvarez P. AM. Accidente cerebrovascular - revisión de la literatura: etiología, diagnóstico, tratamiento general y análisis pediátrico. Rev Colomb Enfermería. 2018;6(6):102.
2. ARGENTINA, REGISTRO NACIONAL DE STROKE (ARENAS) Consejo de Stroke Sociedad Argentina de Cardiología. 2018;
3. Allen J, Damasio H, Bruss J. Estructura del cerebro humano. Investig Cienc. 2005;(340):68–75.
4. U.S. DEPARTMENT OF HEALTH AND HUMAN SERVICES Public Health Service National Institutes of Health. La rehabilitación posterior al ataque cerebral. 2013;1–24.
5. López Mejía DI, Valdovinos de Yahya A, Méndez-Díaz M, Mendoza-Fernández V. El Sistema Límbico y las Emociones : Empatía en Humanos y Primates. Psicol Iberoam. 2009;17(2):60–9.
6. Lubrini G, Martín-Montes A, Díez-Ascaso O, Díez-Tejedor E. Brain disease, connectivity, plasticity and cognitive therapy: A neurological view of mental disorders. Neurologia [Internet]. 2018;33(3):187–91. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.nrl.2017.02.005>
7. Hernandez-Muela S, Mulas L. Plasticidad neuronal funcional. Rev Neurol [Internet]. 2004;38(1):58–68. Available from: <http://www.sld.cu/galerias/pdf/sitios/rehabilitacion-equino/plasticidad2.pdf>
8. Braidot A, Canalis G, Dieser P, Argüello SG, Crespo M. Análisis del gesto de alcanzar y agarrar un objeto en pacientes con ACV. IFMBE Proc. 2013;33 IFMBE:252–5.
9. Murie-Fernandez M, Iturralde S, Cenoz M, Casado M, Teasell R. Capacidad de conducción tras un ictus: Evaluación y recuperación. Neurologia [Internet]. 2014;29(3):161–7. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.nrl.2012.05.006>
10. Molina Rueda F, Rivas Montero FM, Pérez de Heredia Torres M, Alguacil Diego IM, Molero Sánchez A, Miangolarra Page JC. Análisis del movimiento de la extremidad superior hemiparética en pacientes con accidente cerebrovascular: Estudio piloto. Neurologia [Internet]. 2012;27(6):343–7. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.nrl.2011.12.012>

¿Cómo afecta una rizotomía dorsal selectiva la fuerza muscular desarrollada en la marcha? (un caso de estudio)

Emiliano Ravera^{1a,b}, Mauricio Riveras^{a,b}, Marcos Núñez^c, Clara Duffy^c, Claudia Bonell^b, Eduardo Samara^c, Marcos Crespo^c, Paola Catalfamo Formento^{a,b}

^a Instituto de Investigación y Desarrollo en Bioingeniería y Bioinformática (IBB), CONICET-UNER, Oro Verde, Argentina;

^b Laboratorio de Investigación del Movimiento Humano (LIMH), Facultad de Ingeniería, Universidad Nacional de Entre Ríos (UNER), Oro Verde, Argentina;

^c Laboratorio de análisis de marcha y movimiento, LAMM y Tecnología en rehabilitación, Clínica de tecnología asistiva, TA. FLENI, Escobar, Argentina.

Resumen

La parálisis cerebral se caracteriza por presentar diferentes alteraciones musculares, como ser espasticidad, que afecta al desarrollo normal de la marcha. Dentro de las técnicas quirúrgicas que tienen como objetivo normalizar las funciones musculares se destaca la rizotomía dorsal selectiva (RDS). Aunque la RDS ha demostrado reducir la espasticidad de los músculos, incrementando el rango de movimiento de las articulaciones del miembro inferior el efecto de la misma sobre las fuerzas musculares individuales presenta resultados controversiales. Estas controversias pueden estar asociadas a que la mayoría de los trabajos presentes en la literatura evalúan las fuerzas musculares en condiciones estáticas y no dinámicas. Por esto, el objetivo del presente trabajo es presentar un estudio de un caso clínico que busca analizar retrospectivamente el comportamiento de las fuerzas musculares individuales durante la marcha en un paciente con PC que haya sido intervenido quirúrgicamente mediante RDS.

Las simulaciones musculoesqueléticas desarrolladas en este estudio muestran que existe un incremento significativo de la fuerza muscular desarrollada por el glúteo medial, los isquiosurales y gastrocnémios a lo largo de la marcha. Mientras que el recto femoral es el único grupo muscular que no presenta alteraciones en la fuerza muscular desarrollada antes y después de una RDS, destacando así la necesidad de continuar con este tipo de estudios para comprender claramente el efecto que tiene una RDS en los niveles de fuerzas musculares.

Palabras clave: Parálisis Cerebral, Rizotomía Dorsal Selectiva, Marcha, Modelo Musculoesquelético

1. Introducción

Uno de los motivos más comunes de incapacidades motrices crónicas de niños, con una estimación entre 2 a 2,5 cada mil nacimientos a nivel mundial, es la parálisis cerebral (PC). La PC se caracteriza por presentar diferentes alteraciones musculares, como ser espasticidad, que afecta al desarrollo normal de la marcha. Por esto motivo y con el objetivo de potenciar las funciones musculares, disminuir el daño producido por un tono muscular hipertónico y aumentar la habilidad de caminar (Gage et al., 2009), en la actualidad se prescriben comúnmente diferentes cirugías ortopédicas (Khan, 2007). Así, debido a la naturaleza compleja de la PC, instituciones clínicas de referencia a nivel mundial utilizan el análisis clínico de la marcha como un estándar para el tratamiento de las alteraciones motrices que afecta a estos sujetos. Además, dado que en la práctica clínica es difícil o imposible lograr una medición directa de la fuerza muscular particularmente en condiciones dinámicas, en la actualidad se está comenzando a utilizar software de modelado computacional específicos para lograr simulaciones musculoesqueléticas y así obtener estimaciones de las fuerzas musculares individuales dinámicas (Delp et al., 2007)

Dentro de las técnicas quirúrgicas que tienen como objetivo normalizar las funciones musculares se destaca la rizotomía dorsal selectiva (RDS). La RDS busca disminuir la espasticidad muscular mediante la reducción permanente del nivel de excitación de la motoneurona alfa (Abel et al., 2010). Aunque la RDS ha demostrado reducir la espasticidad de los músculos, incrementando el rango de movimiento de las articulaciones del miembro inferior (Couto et al., 2014; Salami et al., 2018; Trost, Schwartz, Krach, Dunn, & Novacheck, 2008) el efecto de la misma sobre las fuerzas musculares individuales presenta resultados controversiales. Estas controversias pueden estar asociadas a que la mayoría de los trabajos presentes en la literatura evalúan las

1 eravera@ingenieria.uner.edu.ar, número de teléfono: (+54) 343 4975 100 Int 157.

fuerzas musculares en condiciones estáticas y no dinámicas. Más aún, según el conocimiento de los autores, sólo un trabajo presentado recientemente ha evaluado el comportamiento muscular individual desarrollado durante la marcha mediante simulaciones musculoesquelética (Kainz et al., 2019). En particular, en este trabajo se encontró que la RDS mejoría el desempeño muscular en términos de la fuerza desarrollada en sujetos con PC. Sin embargo, debido a la escasa evidencia que existe en la literatura, más estudios como éste último son necesarios para reforzar sus allazgos y comprender de manera clara el efecto que la RDS provoca sobre las fuerza musculares individuales desarrolladas en la marcha de sujetos con PC.

El objetivo del presente trabajo es presentar un estudio de un caso clínico que busca analizar retrospectivamente el comportamiento de las fuerzas musculares individuales durante la marcha en un paciente con PC que haya sido intervenido quirúrgicamente mediante RDS. El estudio del comportamiento muscular se llevará a cabo mediante simulaciones musculoesqueléticas basadas en los registros provenientes del análisis clínicos de la marcha de un sujeto con PC. Se realizaron simulaciones computacionales de estadios previos y posteriores a la cirugía de RDS.

2. Métodos

2.1. Participantes

Datos retrospectivos del análisis clínico de la marcha de un sujeto masculino (ver Tabla 1). Los registros corresponden a los estudio realizados en condiciones pre y post-quirúrgicas. El sujeto seleccionado para este estudio fue seleccionado de manera aleatoria dentro de un grupo que cumplen los siguientes criterios: desarrollan la marcha sin ningún soporte mecánico, nivel II en el sistema GMFCS (Gross Motor Function Classification System), no tener tratamiento con toxina botulínica en los últimos 6 meses, tener un diagnóstico de diplegia espástica simétrica y haber sido identificado como candidato a una intervención quirúrgica de RDS.

Tabla 1. Datos antropométricos del sujeto en estudio. Se detallan los parámetros previos y posteriores a la intervención quirúrgica de RDS.

Parámetros	Pre RDS	Post RDS
Edad (años)	14	18
Peso (Kg)	44	52
Altura (cm)	156	160
Longitud de pierna derecha (mm)	785	805
Longitud de pierna izquierda (mm)	785	795
Ancho de pelvis (mm)	140	195
Ancho de rodilla derecha (mm)	100	100
Ancho de rodilla izquierda (mm)	100	100
Ancho de tobillo derecha (mm)	75	80
Ancho de tobillo izquierda (mm)	75	75

2.2. Recolección de datos

Los estudios fueron realizados en el “Laboratorio de Análisis de la Marcha y el Movimiento” del Instituto de Investigaciones Neurológicas FLENI, Escobar, Argentina. Las medidas antropométricas (altura, peso, longitud de las piernas, diámetro de rodilla y distancia entre las espinas ilíacas anteriores superiores (ASIS)) para cada participante se registraron por un fisioterapeuta experto. En todos los registros del análisis clínico de la marcha, los datos cinemáticos y cinéticos fueron registrados por un sistema de captura del movimiento Elite 2002 (BTS Bioengineering, Italia) con 8 cámaras (100 Hz) y dos plataformas de fuerzas (Kistler 9281E, Kistler Group, Suiza). Veintidós marcadores retro-reflectivos superficiales fueron colocados sobre referencias óseas (como indica el protocolo propuesto por (Davis, Öunpuu, Tyburski, & Gage, 1991)). Los datos de la actividad eléctrica muscular fueron registrados para los músculos recto femoral, semimembranoso, gastrocnemius y tibial anterior utilizando el equipo de electromiografía superficial Teleemg (BTS Bioengineering, Italia) con una frecuencia de muestreo de $f_m = 2000$ Hz (Stegeman & Hermens, 1999). En todos los casos el protocolo de toma de datos se explicó al sujeto y un formulario de consentimiento fue firmado por él o su tutor. Además, el estudio propuesto será revisado y aprobado por el comité de ética e investigación del Hospital FLENI.

2.3. Simulaciones musculoesqueléticas

Se utilizó el modelo musculoesquelético disponible en OpenSim (Delp et al., 2007), con 21 grados de libertad y 92 actuadores músculo-tendón que representan a 76 músculos de los miembros inferiores y el torso. El modelo fue escalado de acuerdo a la medidas antropométricas de cada sujeto. Técnicas de cinemática y

dinámica inversa se utilizaron para el cálculo de los ángulos y momentos netos articulares a partir de los datos experimentales de las trayectorias de los marcadores y las fuerzas de reacción del suelo. El algoritmo de reducción de residuos (RRA, residual reduction algorithm) fue utilizado para minimizar los efectos de modelado y errores de procesamiento de datos de marcadores que se agregan y llevan a grandes fuerzas no físicas. Para las estimaciones de las fuerzas musculares desde los datos cinemáticos y el modelo ajustado obtenido desde RRA, se utilizó el algoritmo de control muscular computarizado (CMC). En particular, el criterio de optimización utilizado por este algoritmo es la suma de las activaciones musculares al cuadrado (Thelen & Anderson, 2006). Una vez que CMC finalizó su ejecución, se compararon los patrones de activación muscular estimados por el algoritmo con los patrones de EMG registrados (Ravera et al., 2020).

3. Resultados

La figura 1 muestra los ángulos de la cadera, rodilla y tobillo desarrollados por el sujeto en estudio. Las curvas muestran los patrones articulares en condiciones pre (en color azul) y post-quirúrgicas (en color rojo). Se observa un aumento en la excursión de flexión/extension de la cadera y rodilla. Este aumento puede deberse a un aumento significativo en la flexión máxima de la cadera (Couto et al., 2014). Por otro lado, se observa que el sujeto logra patrones cercanos a patrones normales en la flexión/extension del tobillo.

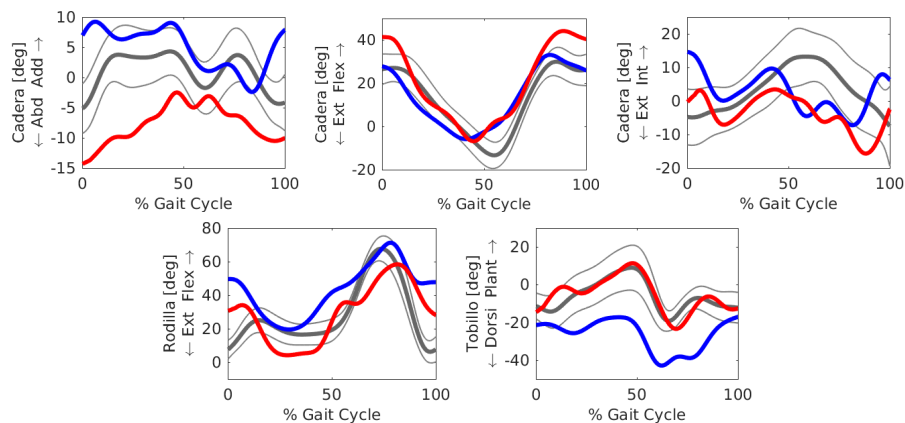


Figura 1. Ángulos de las articulaciones de la cadera, rodilla y tobillo a lo largo del ciclo de la marcha. En azul se muestran los perfiles articulares en condición pre-quirúrgica y en rojo la condición post-quirúrgica

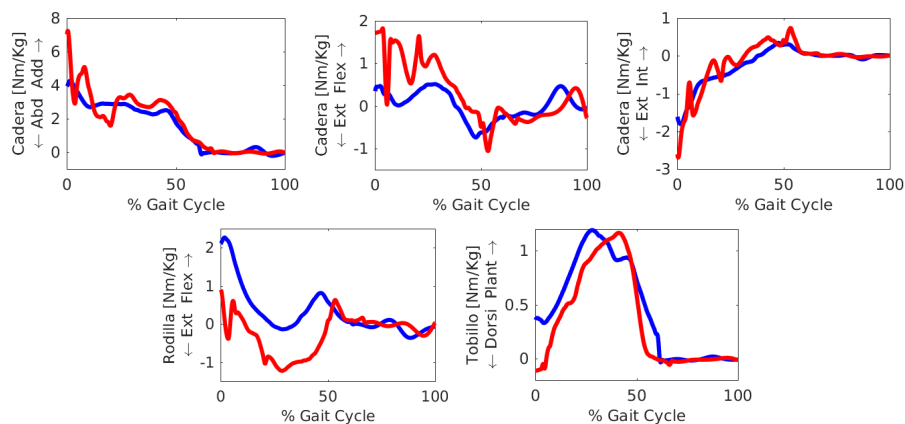


Figura 2. Momentos netos articulares de la cadera, rodilla y tobillo a lo largo del ciclo de la marcha. En azul se muestran los momentos articulares en condición pre-quirúrgica y en rojo la condición post-quirúrgica

En la figura 2 se presentan los momentos netos articulares para las articulaciones de la cadera, rodilla y tobillo en condiciones pre (en color azul) y post-quirúrgicas (en color rojo). En particular, se observa que luego de la intervención quirúrgica de RDS afecta significativamente los momentos netos de flexión/extension de la cadera y rodilla. Finalmente, la figura 3 presenta las fuerzas musculares individuales normalizadas a lo largo del ciclo de la marcha para el GM = glúteo mayor, Gm = Glúteo medio, Isq = Isquiosurales, Vas = Vastos, RF = Recto Femoral, Gas = Gastrocnémio, Sol = Sóleo, TA = Tibial Anterior.

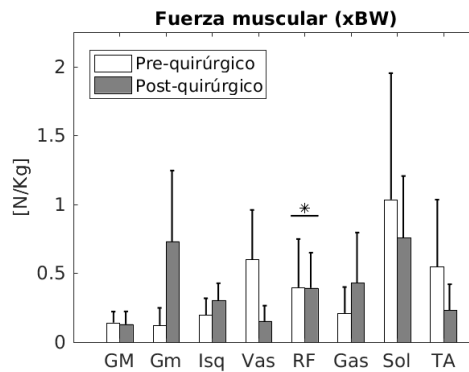


Figura 3. Fuerzas musculares individuales normalizadas a lo largo del ciclo de la marcha, dividido por el peso (xBW) del sujeto. El (*) indica que no existe diferencia significativa ($p < 0.05$) en la prueba U de Mann-Whitney que compara la marcha previa y posterior a la cirugía.

En concordancia con lo observado en la figura 1, se observa que existe un incremento significativo de la fuerza muscular desarrollada por el glúteo medial. También los isquiosurales y gastrocnémios presentan un incremento en la fuerza muscular desarrollada en la marcha. Además, vemos que el recto femoral es el único grupo muscular que no presenta alteraciones en la fuerza muscular desarrollada antes y después de una RDS.

4. Conclusiones

Una intervención quirúrgica de RDS mejora el desempeño muscular en términos de la fuerza desarrollada en sujetos con PC. Estas mejoras se ven en un incremento de las fuerzas musculares desarrolladas por las personas. Así, de los resultados de este trabajo vemos que es necesario continuar con este tipo de estudios, incrementando el número de sujetos estudiados para comprender claramente el efecto que tiene una RDS en los niveles de fuerzas desarrolladas por los músculos en la marcha.

5. Referencias

- Abel, M. F., Damiano, D. L., Gilgannon, M., Carmines, D., Kang, H. G., Bennett, B. C., & Laws, E. R. (2010). Biomechanical changes in gait following selective dorsal rhizotomy. *Journal of Neurosurgery: Pediatrics*, 102, 157–162.
- Couto, J. C., Crespo, M. J., Toledo, A., Duffy, C., Segal, E., Gotter, M. P., & Samara, E. (2014). SHORT-TIME KINEMATICS CHANGES AFTER SELECTIVE DORSAL RHIZOTOMY. In *Gait and Clinical Movement Analysis Society*.
- Davis, R. B., Öunpuu, S., Tyburski, D., & Gage, J. R. (1991). A gait analysis data collection and reduction technique. *Human Movement Science*, 10(5), 575–587.
- Delp, S. L., Anderson, F. C., Arnold, A. S., Loan, P., Habib, A., John, C. T., Thelen, D. G. (2007). OpenSim: open-source software to create and analyze dynamic simulations of movement. *IEEE Transactions on Bio-Medical Engineering*, 54(11), 1940–1950.
- Gage, J. R., Schwartz, M. H., Kopp, S. E., & Novacheck, T. F. (2009). *The Identification and Treatment of Gait Problems in Cerebral Palsy (Clinics in Developmental Medicine)*. Mac Keith Press.
- Kainz, H., Hoang, H., Pitto, L., Wesseling, M., Van Rossom, S., Van Campenhout, A., Jonkers, I. (2019). Selective dorsal rhizotomy improves muscle forces during walking in children with spastic cerebral palsy. *Clinical Biomechanics*, 26–33.
- Khan, M. a. (2007). Outcome of single-event multilevel surgery in untreated cerebral palsy in a developing country. *The Journal of Bone and Joint Surgery. British Volume*, 89(8), 1088–1091.
- Ravera, E. P., Beret, J. A., Riveras, M., Crespo, M. J., Shaheen, A. F., & Formento, P. A. C. (2020). Assessment of Two Musculoskeletal Models in Children with Crouch Gait. In *Biomedical Engineering and Computational Intelligence* (Vol. 32, pp. 13–23). Springer, Cham.
- Salami, F., Brosa, J., Van Drongelen, S., Klotz, M. C. M., Dreher, T., Wolf, S. I., & Thielen, M. (2018). Long-term muscle changes after hamstring lengthening in children with bilateral cerebral palsy. *Developmental Medicine and Child Neurology*, (1), 1–7.
- Stegeman, D. F., & Hermens, H. J. (1999). *Standards for surface electromyography: the European project "Surface EMG for non-invasive assessment of muscles (SENIAM)"*. Retrieved from www.seniam.org
- Thelen, D. G., & Anderson, F. C. (2006). Using computed muscle control to generate forward dynamic simulations of human walking from experimental data. *Journal of Biomechanics*, 39(6), 1107–1115.
- Trost, J. P., Schwartz, M. H., Krach, L. E., Dunn, M. E., & Novacheck, T. F. (2008). Comprehensive short-term outcome assessment of selective dorsal rhizotomy. *Developmental Medicine and Child Neurology*, 50(10), 765–771.

|Biomecánica y Análisis del Movimiento en Rehabilitación

Joquim Chaler^a, Marcos Crespo^b, Roser Garreta^c

^a Servicio de Medicina Física y Rehabilitación. Laboratorio de Biomecánica. Egarsat, Barcelona (España); ^b Laboratorio de Análisis de Marcha y Movimiento. FLENI. Escobar (Argentina); ^c Servicio de Medicina Física y Rehabilitación. Hospital Universitari Mútua de Terrassa. Terrassa, Barcelona (España).

1. Resumen

Las técnicas de evaluación biomecánica y en particular el análisis del movimiento en 3D han experimentando un auge enorme en el ámbito de la investigación. No obstante, en lo que respecta a su uso cotidiano en la clínica el avance ha sido menor. La introducción de una técnica diagnóstica en la práctica clínica habitual requiere determinar su fiabilidad y validez. Por tanto el objetivo de la presente sesión es introducir las técnicas disponibles en este momento para desarrollar un laboratorio de análisis del movimiento en un servicio de medicina física y rehabilitación, repasar la evidencia de la fiabilidad de dichas técnicas en la evaluación de pacientes con condiciones incapacitantes de cualquier origen (neurológico, musculo-esquelético, reumatológico, etc.) y explorar la validez clínica en grandes grupos de pacientes donde la evidencia está acumulándose de una manera más importante: pacientes con patología músculo-esquelética y adultos y niños con secuelas neurológicas.

Con los datos disponibles concluimos que las técnicas de análisis del movimiento son fiables y con alta evidencia de validez y efectividad en la toma de decisiones clínica en alteraciones de la marcha de pacientes neurológicos pediátricos y adultos. Muestran asimismo una validez creciente en pacientes músculo-esqueléticos. Por tanto, deberían ser habituales en los servicios de rehabilitación.

Palabras clave: Análisis del movimiento en 3D, rehabilitación, evaluación, fiabilidad, validez.

2. Secciones de la sesión

2.1. Implementación de un laboratorio de biomecánica / análisis del movimiento en un servicio de rehabilitación: De lo mínimo a lo máximo. (R. Garreta) (15')

La aplicación de técnicas biomecánicas y concretamente, el análisis cinemático y cinético y de la marcha, están experimentando un gran auge en el campo de la rehabilitación parejo al desarrollo de la tecnología y la informática. Para dar respuesta a ello, los responsables de servicio de rehabilitación deben tener en cuenta la planificación de un laboratorio de biomecánica a la hora de organizar un servicio. Evidentemente la implementación del mismo requiere una inversión que puede ser muy variable que debe modularse en relación a las necesidades reales. En efecto en estos momentos se dispone de sistemas de una complejidad y coste muy variable, desde dispositivos portables a laboratorios completos de análisis del movimiento en 3D. Cada uno de los sistemas de evaluación tiene un fiabilidad, validez y aplicabilidad y un coste que se analizarán en detalle en esta presentación.

2.2. Fiabilidad y validez del análisis del movimiento de 3D. Aplicaciones clínicas en pacientes musculoesqueléticos. (J. Chaler) (15')

La fiabilidad del análisis del movimiento (McGinley, Baker, Wolfe, & Morris, 2009) ha sido ampliamente establecida. No obstante su uso en habitual en la clínica aún dista mucho de ser generalizado (R. Baker, Esquenazi, Benedetti, & Desloovere, 2016). La validez y sobretodo la eficacia de una nueva técnica en la

evaluación requiere analizar diferentes niveles (eficacia técnica, diagnóstica, en el razonamiento diagnóstico, en el diseño terapéutico, en los resultados finales y socio-económica) (Thornbury & Fryback, 1992). Todos estos niveles han sido recientemente analizados en un excelente documento de consenso realizado por la Sociedad Italiana de Análisis del Movimiento (Benedetti et al., 2017), en el cual se demuestra la evidencia de la efectividad de la técnica en niños con parálisis cerebral y adultos con daño cerebral.

En lo que respecta a pacientes músculo-esqueléticos, recientes revisiones muestran un alto potencial del análisis cinemático y cinético en la detección de riesgos de trastornos músculo-esqueléticos y la planificación de la rehabilitación (R. L. Baker & Fredericson, 2016; Laird, Gilbert, Kent, & Keating, 2014; Slater, Hart, Kelly, & Kuenze, 2017; Souza, 2016).

Una particular área de creciente interés en el análisis del movimiento es la evaluación del hombro. En Egarsat se ha implementado un modelo de evaluación cinemática cuya validez predictiva de discapacidad en pacientes laborales ha sido estimada. Los resultados preliminares aplicando el análisis con curva ROC muestran que los datos cinemáticos (balance articular dinámico, velocidad y aceleración) pueden tener un poder discriminatorio y por tanto predictivo de discapacidad mayor que la exploración del BA estático convencional.

En conclusión, todos los servicios de medicina física y rehabilitación que atienden pacientes musculoesqueléticos deberían tener acceso a un laboratorio de análisis del movimiento para detectar déficits biomecánicos, planificar la rehabilitación de una manera individualizada y evaluar los resultados de una manera más válida y precisa.

2.3. Aplicaciones clínicas del análisis del movimiento en 3D en niños con parálisis cerebral infantil. (Marcos Crespo) (15').

Los niños con parálisis cerebral infantil presentan diversos trastornos motores que causan alteraciones de la marcha. El análisis clínico de marcha mediante el uso del laboratorio de análisis de movimiento es ampliamente utilizado para identificar, cuantificar y comprender las disfunciones de marcha y está totalmente integrado en la toma de decisiones clínicas asociadas al tratamiento.

El uso del análisis clínico de marcha llevó a un mayor conocimiento de las disfunciones de la marcha (Schwartz et al, 2004) que llevó al reemplazo de procedimientos injuriosos por otros con mejores resultados sobre el problema específico (Saraph et al, 2000), tuvo un rol importante en el entendimiento de las disfunciones de brazo de palanca en la patología de marcha y cómo tratarlas (Gage and Novacheck, 2001), ha demostrado las ventajas de nuevas terapias de reducción de la espasticidad y cirugía múltiple de miembros inferiores (SEMLS) (Gage and Novacheck, 2001, Rodda et al, 2006) y frecuentemente conlleva a cambios en las decisiones de tratamiento (Wren et al, 2011).

La posibilidad de cuantificar y centralizar la información del paciente con un procedimiento estandarizado permite hacer comparaciones efectivas en la comprensión de la evolución natural de la patología, los resultados de tratamiento y la selección y ajustes del equipamiento de asistencia.

En los últimos años, la incorporación modelos musculoesqueléticos y la aplicación de métodos numéricos y estadísticos agregó mayor información para la toma de decisiones (Arnold et al, 2006) e introdujo la posibilidad de predecir resultados de tratamiento o modelar situaciones de marcha partiendo de los datos de captura de movimiento del paciente.

En resumen, el Análisis de Movimiento es una herramienta eficaz aplicado al tratamiento de las disfunciones de la marcha en niños con encefalopatía crónica no evolutiva. Nos permite hacer mejor lo que sabemos hacer, registrando datos cuantitativos, clasificando los patrones de marcha normales y patológicos, comparando

eventos evolutivos y resultados de tratamiento y aportando gran cantidad de información objetiva para simulación, predicción o planificación objetiva de un tratamiento.

3. Referencias

- Arnold AS, Liu MQ, Schwartz MH, Öunpuu S, Delp SL (2006) The role of estimating muscle-tendon lengths and velocities of the hamstrings in the evaluation and treatment of crouch gait. *Gait Posture* 23: 273–81.
- Baker, R., Esquenazi, A., Benedetti, M. G., & Desloovere, K. (2016). Gait analysis: clinical facts. *European Journal of Physical and Rehabilitation Medicine*, 52(4), 560–574.
- Baker, R. L., & Fredericson, M. (2016). Iliotibial Band Syndrome in Runners: Biomechanical Implications and Exercise Interventions. *Physical Medicine and Rehabilitation Clinics of North America*, 27(1), 53–77. <https://doi.org/10.1016/j.pmr.2015.08.001>
- Benedetti, M. G., Beghi, E., De Tanti, A., Cappozzo, A., Basaglia, N., Cutti, A. G., ... Ferrarin, M. (2017). SIAMOC position paper on gait analysis in clinical practice: General requirements, methods and appropriateness. Results of an Italian consensus conference. *Gait & Posture*, 58, 252–260. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2017.08.003>
- Gage JR, Novacheck TF (2001) An update on the treatment of gait problems in cerebral palsy. *J Pediatr Orthop B* 10: 265–74.
- Laird, R. A., Gilbert, J., Kent, P., & Keating, J. L. (2014). Comparing lumbo-pelvic kinematics in people with and without back pain: a systematic review and meta-analysis. *BMC Musculoskeletal Disorders*, 15, 229. <https://doi.org/10.1186/1471-2474-15-229>
- McGinley, J. L., Baker, R., Wolfe, R., & Morris, M. E. (2009). The reliability of three-dimensional kinematic gait measurements: a systematic review. *Gait & Posture*, 29(3), 360–369. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2008.09.003>
- Rodda JM, Graham HK, Nattrass GR, Galea MP, Baker R, Wolfe R (2006) Correction of severe crouch gait in patients with spastic diplegia with use of multilevel orthopaedic surgery. *J Bone Joint Surg Am* 88: 2653–64
- Saraph V, Zwick EB, Uitz C, Linhart W, Steinwender G (2000) The Baumann procedure for fixed contracture of the gastrosoleus in cerebral palsy. Evaluation of function of the ankle after multilevel surgery. *J Bone Joint Surg Br* 82: 535–40.
- Slater, L. V, Hart, J. M., Kelly, A. R., & Kuenze, C. M. (2017). Progressive Changes in Walking Kinematics and Kinetics After Anterior Cruciate Ligament Injury and Reconstruction: A Review and Meta-Analysis. *Journal of Athletic Training*, 52(9), 847–860. <https://doi.org/10.4085/1062-6050-52.6.06>
- Schwartz MH, Viehweger E, Stout J, Novacheck TF, Gage JR (2004) Comprehensive treatment of ambulatory children with cerebral palsy: an outcome assessment. *J Pediatr Orthop* 24: 45–53.
- Souza, R. B. (2016). An Evidence-Based Videotaped Running Biomechanics Analysis. *Physical Medicine and Rehabilitation Clinics of North America*, 27(1), 217–236. <https://doi.org/10.1016/j.pmr.2015.08.006>
- Thornbury, J. R., & Fryback, D. G. (1992). Technology assessment--an American view. *European Journal of Radiology*, 14(2), 147–156.
- Wren TAL, Otsuka NY, Bowen RE, Scaduto AA, Chan LS, Sheng M, Hara R, Kay RM. Influence of gait analysis on decision-making for lower extremity orthopaedic surgery: baseline data from a randomized controlled trial. *Gait and Posture* 34, 364-369, 2011.

Biomecánica del miembro superior durante la marcha asistida por muletas y un exoesqueleto robótico: un estudio preliminar

Fernando Salvucci^a, Míriam Febrer-Nafría^b, Josep M. Font-Llagunes^b, Bernardo Centeno^a

^aCentro de Rehabilitación Física Integral, Clínica Pasteur, Argentina,

^bLaboratorio de Ingeniería Biomecánica, Universitat Politècnica de Catalunya, España

Resumen

Los objetivos de este trabajo son presentar una metodología para la caracterización biomecánica de los miembros superiores de sujetos que realizan una marcha asistida con un exoesqueleto y muletas del tipo canadiense, y reportar los resultados obtenidos para un sujeto sano.

Para ello, recolectamos datos experimentales de marcha de un sujeto sano utilizando un exoesqueleto y un par de muletas instrumentadas con tres puentes de cuatro galgas extensiométricas cada una. Se creó un modelo de cuerpo entero del sujeto con el exoesqueleto y las muletas en OpenSim, y se realizaron los análisis de cinemática inversa y dinámica inversa.

Se hallaron curvas de cinética y cinemática en las articulaciones de hombro y codo consistentes con lo esperado y con el patrón de marcha de cuatro puntos encontrado. Los valores máximos de momentos desarrollados en ambas articulaciones fueron consistentes con lo hallado en la literatura.

Concluimos que la metodología y el modelo implementados son adecuados para estudiar la biomecánica de los miembros superiores durante este tipo de marcha. A futuro, proponemos extender este trabajo a sujetos con lesión medular usuarios del exoesqueleto y muletas del tipo canadiense.

1. Introducción

En general, los sujetos que han sufrido una lesión medular (LM) incompleta logran recuperar parcialmente su función de marcha a expensas de la utilización de ortesis pasivas rígidas y muletas del tipo canadiense al nivel del antebrazo (Requejo, 2005; Haubert, 2006). Con estas asistencias de marcha los sujetos desarrollan habitualmente un patrón de cuatro puntos, realizando una descarga de hasta el 50% del peso corporal en las muletas a través de sus miembros superiores (Requejo, 2005). Así, las articulaciones de los miembros superiores (hombro y codo principalmente) experimentan cargas inusuales (fuerzas y momentos) por encima de los rangos fisiológicos estipulados (Requejo, 2005; Haubert, 2006). Existe evidencia que asocia esta elevada y anormal descarga de peso con el desarrollo del dolor de hombro y otras patologías asociadas (Pérez-Rizo, 2013; Stover, 1995; Sie, 1992).

En los últimos años, múltiples exoesqueletos robóticos de miembro inferior han sido desarrollados con el objeto de asistir y mejorar la marcha de estos sujetos. Existen evidencias reportadas de ventajas y mejoras en el patrón de marcha de sujetos con LM producto de la utilización de exoesqueletos robóticos (Font-Llagunes, 2017). Sin embargo, aún no ha sido explorada de manera detallada la biomecánica de los miembros superiores durante este tipo de marcha asistida. La principal pregunta que motiva este abordaje es evaluar si la utilización de exoesqueletos para asistencia de la marcha en sujetos con LM incompleta podría implicar una disminución en las cargas experimentadas por el hombro y el codo en relación a la utilización de ortesis pasivas. Nos enfocaremos en el prototipo desarrollado por el grupo BIOMECH de la Universitat Politècnica de Catalunya (UPC) (Font-Llagunes, 2017).

Los objetivos de este trabajo son: presentar una metodología para la caracterización biomecánica de los miembros superiores de sujetos que realizan una marcha asistida con un exoesqueleto y muletas del tipo canadiense; y reportar los resultados obtenidos para un sujeto sano.

2. Materiales y Métodos

2.1. Descripción de la ortesis

La ortesis KAFO motorizada utilizada en nuestro estudio (Figura 1-A) está destinada a pacientes con LM con alguna función motora remanente en la cadera, pero que no pueden controlar los músculos de la rodilla y el tobillo. El objetivo del dispositivo de asistencia considerado es agregar tres componentes modulares a estos soportes pasivos: un sistema de actuación en la rodilla para flexionar y extender la articulación durante la fase de balanceo (siguiendo una trayectoria de ángulo de rodilla predefinida) y bloquear esa articulación durante la

fase de apoyo; un sensor inercial (IMU) en el segmento tibial para detectar la intención del usuario de dar un paso, y una mochila que contiene la electrónica y la alimentación (Font-Llagunes, 2017).

2.2. Instrumentación de las muletas

Se instrumentó un par de muletas de antebrazo del tipo canadiense. La instrumentación de cada muleta consistió en tres puentes de cuatro galgas extensiométricas cada uno, en la configuración del tipo “full-bridge”, ubicados en la porción distal de la muleta (Figura 2-B) (Sardini, 2015). Cada puente permite medir la fuerza aplicada a la muleta en una de las tres direcciones ortogonales de su sistema de coordenadas locales (Figura 2-B). Para adquirir y acondicionar las señales de los puentes de galgas se utilizaron tres módulos de conversión A/D del tipo HX711, con su frecuencia de muestreo seteada en 10 Hz. Las señales adquiridas, junto con una señal de sincronismo externa, ingresan a un microcontrolador ATMEL ATmega2550 embebido en una placa ARDUINO, donde se concatenan los 5 datos y son enviados en formato serie a una PC.

2.3. Recolección de datos experimentales

Recolectamos datos experimentales de marcha de un sujeto femenino sano (edad 27 años, masa de 52 kg, altura 1.62 m) en el Laboratorio de Análisis del Movimiento del Departamento de Ingeniería Mecánica de la Escuela de Ingeniería Industrial (ETSEIB) de la UPC (Figura 1-C). El sujeto utilizó el par de ortesis activas y el par de muletas instrumentadas. Al sujeto se le solicitó no realizar esfuerzos de flexión y extensión con los músculos involucrados en las articulaciones de rodilla y tobillo, limitándose a intentar iniciar el paso con una leve elevación de cadera. Para la asistencia de la ortesis activa, el sistema de control del motor limitó la flexión máxima de la rodilla durante la fase de balanceo a 40°.

Los datos experimentales de la marcha consistieron en trayectorias de marcadores, fuerzas y momentos de reacción pie-suelo y fuerzas de reacción muleta-suelo. El movimiento de los marcadores superficiales se registró a 100 Hz mediante el seguimiento de 43 marcadores reflectivos pasivos utilizando 16 cámaras ópticas infrarrojas (OptiTrack V100: R2, NaturalPoint Inc., Corvallis, OR, EE. UU.). Las fuerzas y momentos de reacción en el suelo se midieron a la misma frecuencia de muestreo mediante dos placas de fuerza (AccuGait, AMTI, Watertown, MA, EE. UU.) ubicadas en el suelo en el centro del espacio de trabajo de la captura. El par de muletas instrumentadas permitieron registrar los componentes de la fuerza de contacto muleta-suelo a 10 Hz, siguiendo el enfoque utilizado en (Sardini, 2015). Los datos cinemáticos, de las placas de fuerza y de los puentes de galgas de las muletas fueron sincronizados. Los datos fueron exportados a MATLAB, donde se realizó un filtrado. Los componentes de fuerza y momento de reacción pie-suelo se filtraron utilizando un filtro Butterworth de tercer orden con una frecuencia de corte de 6 Hz. Los componentes de la fuerza de reacción muleta-suelo fueron remuestreados a 100 Hz, filtrados utilizando el mismo filtro, y se transformaron al sistema de referencias global.

2.4. Modelo, simulación y análisis realizados

Se creó un modelo esquelético tridimensional de cuerpo entero del sujeto sano utilizando ortesis activas y muletas en OpenSim (Figura 1-D) (Hamner, 2010). Se modificaron algunos grados de libertad (GDL) del modelo genérico para adaptarlo a este estudio. El modelo modificado posee 27 GDL: 6 GDL entre el suelo y la pelvis, 3 para la articulación lumbo-sacra, 3 para cada hombro, 1 para cada codo, 3 para cada cadera, 1 para cada rodilla y 1 para cada tobillo. El ángulo de pronación / supinación del antebrazo se bloqueó a 90°, y la articulación subtalar se bloqueó a 0° debido a la presencia de la ortesis. Las ortesis fueron modeladas como cuerpos independientes que consisten de tres segmentos articulados (correspondiente a muslo, pierna y pie) con dimensiones y propiedades de inercia tomadas de los modelos CAD del prototipo. Cada segmento de la ortesis se vinculó al segmento del miembro inferior correspondiente mediante una unión soldada (es decir, no se permitió ningún movimiento relativo entre los cuerpos). No se definieron articulaciones entre los segmentos de la ortesis, es decir, las articulaciones de rodilla y tobillo se consideraron perfectamente alineadas con las articulaciones del sujeto. Cada muleta se introdujo en el modelo como un cuerpo rígido soldado al antebrazo.

El modelo se escaló al sujeto utilizando los datos de marcadores de una prueba estática y la herramienta de escalado de OpenSim.

Las trayectorias de los marcadores y las fuerzas de contacto pie-suelo y muleta-suelo se usaron como entradas de las herramientas de OpenSim de cinemática inversa y dinámica inversa, para obtener los resultados de cinemática y cinética articular de todas las articulaciones del modelo. Dado que solo había dos placas de fuerza disponibles en el laboratorio, no tuvimos reacciones pie / suelo (fuerzas y momentos) para un ciclo de

marcha completo. Por lo tanto, simulamos un ciclo de marcha parcial que comenzó en el despegue del pie izquierdo (LTO), que ocurrió en el 18% del ciclo de marcha completo del sujeto para el lado derecho. Finalmente, nos concentramos en los resultados de cinemática y cinética en los miembros superiores. Dado que el movimiento de la muñeca se consideró bloqueado, nos enfocamos en las articulaciones del hombro y el codo.

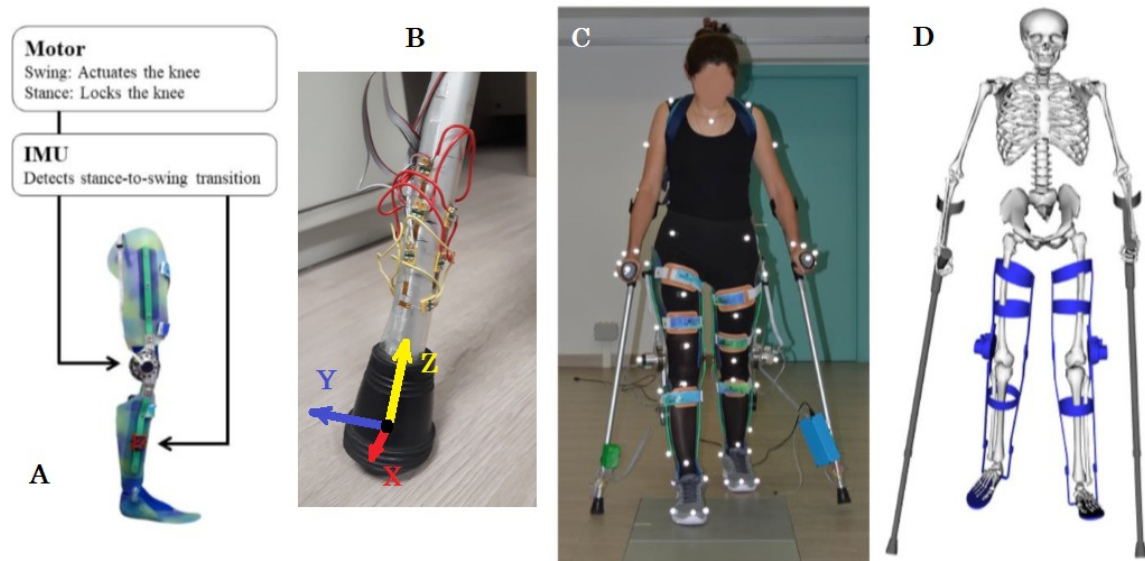


Figura 1. A: prototipo de exoesqueleto utilizado; B: instrumentación de las muletas canadienses; C: captura experimental ; D: modelo implementado

3. Resultados

En la Figura 2–A (izquierda) se muestran las curvas de flexión/extensión de hombro (azul) y codo (rojo) para el ciclo de marcha parcial analizado. En la Figura 2–A (derecha) se pueden observar los resultados de cinética (momentos externos flexores/extensores) resultantes en hombro (azul) y codo (rojo) para el ciclo de marcha parcial analizado.

En la Figura 2–B, se muestra el diagrama de apoyos de las muletas (rojo; MI: muleta izquierda, MD: muleta derecha) y de los pies (gris; PI: pie izquierdo, PD: pie derecho) del patrón de marcha desarrollado por el sujeto.

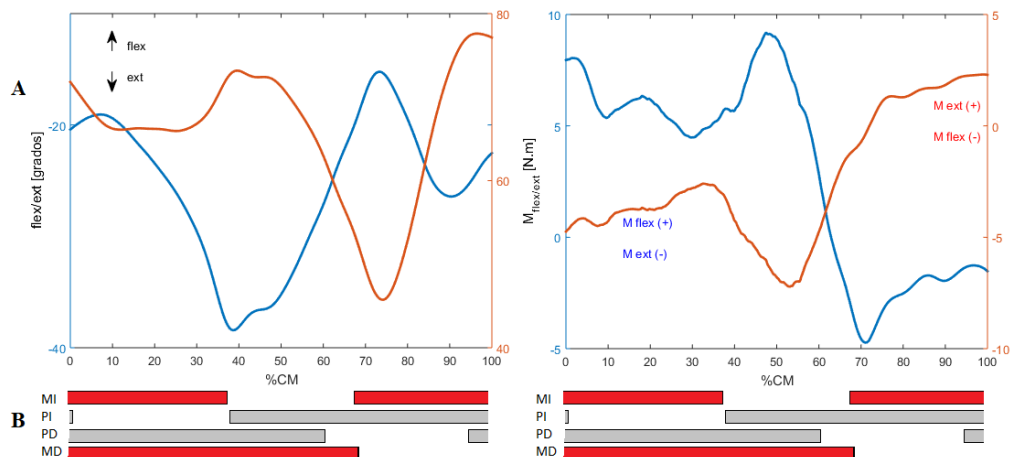


Figura 2. Cinemática y cinética de hombro (azul) y codo (rojo) en el plano sagital para el ciclo de marcha parcial analizado (MI: muleta izq., PI: pie izq., PD: pie derecho., MD: muleta derecha)

En la Tabla 1, se muestran los valores máximos de los momentos obtenidos en las articulaciones de hombro y codo a lo largo del ciclo de marcha parcial analizado. Para el caso del hombro, se toman como positivos el

momento flexor (M_{Flex}), el momento adductor (M_{Add}) y el momento rotador interno (M_{RotI}). En el caso del codo, se toma como positivo el momento extensor (M_{Ext}).

Tabla 1. Momentos máximos [Nm] articulares en hombro y codo

	Codo		Hombro	
	Derecho	Izquierdo	Derecho	Izquierdo
$M_{Fl/Ext}$	2,29	-3,89	9,18	4,26
$M_{Add/Abd}$	-	-	-4,96	-10,9
$M_{RotI/RotE}$	-	-	-4,12	-3,89

4. Discusiones

A nivel del patrón de marcha, encontramos que nuestro sujeto desarrolla un patrón de cuatro puntos, pero diferente al habitualmente reportado para sujetos con LM usando ortesis pasivas (Figura 2-B) (Requejo, 2005). En nuestro caso, el sujeto apoya la muleta de un lado para estabilizar el apoyo del miembro inferior homolateral (al mismo tiempo que estabiliza el balanceo del miembro inferior contralateral), es decir, la muleta sigue al exoesqueleto. En el caso de sujetos con LM usando ortesis pasivas, suelen apoyar la muleta para facilitar el balanceo del miembro homolateral (y por ende, el apoyo del miembro contralateral), es decir, el miembro inferior sigue a la muleta (Requejo, 2005).

En relación a la cinemática y cinética de las articulaciones de hombro y codo, encontramos curvas consistentes con lo esperado y con el patrón de marcha adoptado (Requejo, 2005; Pérez-Rizo, 2013). Con respecto a los valores máximos obtenidos para los momentos en ambas articulaciones, se asemejan a lo hallado en la literatura (Requejo, 2005; Pérez-Rizo, 2013).

Podemos concluir que la instrumentación, el modelo y la simulación implementados son adecuados para estudiar la biomecánica de los miembros superiores durante este tipo de marcha.

Como trabajo futuro, proponemos extender este trabajo a sujetos con LM usuarios de muletas del tipo canadiense, comparando los resultados obtenidos en la utilización del exoesqueleto versus las ortesis pasivas. Adicionalmente, nos interesa analizar la viabilidad de utilizar las técnicas de simulación para el diseño personalizado de los exoesqueletos a partir de modificar parámetros de diseño, actuación, control, etc., así como de estrategias terapéuticas y de entrenamiento asociadas, con el fin de reducir las cargas en hombro y codo, y las complicaciones asociadas.

5. Agradecimientos

Este trabajo fue posible, en parte, gracias a una beca del Programa BEC.AR, Ministerio de Educación, Cultura, Ciencia y Tecnología, República Argentina.

6. Referencias

- Requejo P., Wahl D., Bontrager E., Newsam C., Gronley J., Mulroy S., & Perry J. (2005). Upper extremity kinetics during Lofstrand crutch-assisted gait. *Medical Engineering & Physics* 27, 19-29.
- Haubert L., Gutierrez D., Newsam C., Gronley J., Mulroy S., Perry J. (2006). A comparison of shoulder joint forces during ambulation with crutches versus a walker in persons with incomplete spinal cord injury. *Arch Phys Med Rehabil* 87, 63-70.
- Pérez-Rizo E., Solís-Mozos M., Belda-Lois J.M., Page A., Taylor J., Pons J.L., & Gil-Agudo A. (2013). Instrumentation and biomechanical model for kinematic and kinetic analysis of upper limbs during gait with crutches. *Journal of Accessibility and Design for All* 3(2): 135-156.
- Stover S., DeLisa J., & Whiteneck G. (1995). Spinal cord injury: clinical outcomes from the model systems. Gaithersburg MD: Aspen Publishers Inc.
- Sie I., Waters R., Adkins R., & Hellman H. (1992). Upper extremity pain in the postrehabilitation spinal cord injured patient. *Arch Phys Med Rehabil* 73, 44-48.
- Font-Llagunes J.M., Carnicero-Carmona A., Vidal J., Clos D., Lugrís U., Alonso F.J., & Cuadrado J. (2017). ABLE: Assistive Biorobotic Low-cost Exoskeleton. *Actas del 9º Simposio CEA de Bioingeniería*, Instituto Guttmann, Badalona, España.
- Sardini E., Serpelloni, M., & Lancini, M. (2015). Wireless Instrumented Crutches for Force and Movement Measurements for Gait Monitoring. *IEEE Trans. Instrum. Meas.* 64(12), pp. 3369–3379.
- Hamner S. R., Seth A., & Delp, S. (2010). Muscle Contributions to Propulsion and Support during Running. *J. Biomech.* 43(14), 2709-2716.

Evaluación de la co-activación muscular en el tobillo de sujetos con lesiones de ligamento lateral de rodilla

Daniela Hernández Ladino ^a, Natalia Ochoa Paipilla ^a, Luis Eduardo Rodríguez Cheu ^a, Wilson Alexander Sierra Arévalo ^a, Laura Bibiana Barón Rojas ^a, Catalina Gómez ^b, Juan Guillermo Ortiz ^b

^a Laboratorio Análisis de Movimiento, Escuela Colombiana de Ingeniería Julio Garavito. Bogotá, Colombia.

^b Clínica Universidad de la Sabana. Bogotá, Colombia.

Resumen

En la actualidad las lesiones deportivas son un campo de estudio que ha aumentado de manera significativa, en los deportes de alto impacto el mayor porcentaje de estas se presentan en el miembro inferior, siendo la rodilla la zona más afectada, por lo cual se hace necesario estudiar los mecanismos que condicionan la estabilidad de esta y de sus articulaciones adyacentes. En este estudio descriptivo se busca analizar la relación de estas articulaciones enfocados en la co-activación muscular, cuantificada a través de índices de co-contracción (IC), en un grupo control y un grupo con lesión de ligamento lateral de rodilla. Para este estudio es importante conocer los principales grupos musculares que se encuentran alrededor del tobillo y de la rodilla, involucrados en la marcha, a los cuales se les registra la actividad eléctrica por medio de electromiografía de superficie (sEMG), para el procesamiento de la información obtenida es necesario normalizar la señal electromiográfica y obtener la envolvente de esta, con la cual se va a determinar el IC con diferentes métodos matemáticos. Tras la evaluación de estos, se puede observar cómo la articulación del tobillo realiza la compensación de las articulaciones del tobillo en sujetos con lesión de rodilla.

Palabras clave: Co-activación, Electromiografía, Índices de co-contracción, estabilización.

1. Introducción

En la actualidad las lesiones producidas en la práctica deportiva han aumentado de manera significativa, generando un gran impacto físico y psicológico en el deportista, además representan un impacto económico para el sistema de salud y los clubes deportivos, lo cual ha conllevado a convertir las lesiones deportivas en un campo de estudio. En los deportes de alto impacto como el fútbol, baloncesto, running, voleibol o rugby, el mayor porcentaje de lesiones están localizadas en el miembro inferior (71,4%), siendo la articulación de la rodilla la zona más afectada (33,8% del total de las lesiones del miembro inferior) [1]. Teniendo en cuenta que la rodilla y el tobillo son articulaciones adyacentes, encargadas de soportar todo el peso del cuerpo humano y de brindar estabilidad bípeda se hace necesario analizar el impacto generado en el tobillo cuando existe una lesión de rodilla, para así poder diseñar una órtesis capaz de corregir la estabilidad de la articulación lesionada con ayuda de las sesiones de rehabilitación.

Es importante resaltar que la co-activación muscular está relacionada con la estabilidad articular y es cuantificada mediante IC, indicador que permite evaluar la contribución energética de diferentes grupos musculares agonistas y antagonistas [2] [3] [4]. Por otra parte, el método destacado para la determinación de la co-activación está basado en la estimación de fuerzas musculares alrededor de la articulación en estudio, pero dada la alta complejidad de este método, actualmente, se hace un análisis de sEMG [5], en la figura 1, se puede observar que la señal en verde hace referencia al músculo agonista y la señal roja se refiere al músculo antagonista, esto se determina debido a que se tiene menor actividad eléctrica al iniciar el movimiento, por lo que su amplitud es menor. Por lo tanto, en este estudio se presenta la evaluación de la co-activación muscular alrededor del tobillo durante el ciclo de la marcha, en sujetos sanos y sujetos con ruptura parcial del ligamento lateral externo de la rodilla, utilizando dos métodos para el cálculo de los IC, a partir de señales de sEMG sobre los principales músculos que intervienen durante la marcha. Así como una comparación de la coactivación muscular entre los dos grupos de estudio.

Finalmente, se busca dar respuesta a las siguientes preguntas de investigación ¿La co-activación muscular alrededor del tobillo en sujetos sanos es diferente a la co-activación muscular alrededor del tobillo en pacientes con lesión de rodilla? ¿Cómo se ve afectada la co-activación alrededor de la rodilla y del tobillo cuando hay presencia de lesión de rodilla? ¿Los diferentes indicadores de co-contracción para cuantificar la co-activación del tobillo están correlacionados?

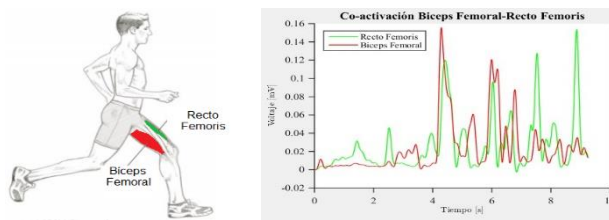


Figura 1: Co-activación muscular

2. Metodología

Este estudio está basado en una revisión bibliográfica con la que se seleccionan los principales grupos musculares que permiten evaluar la co-activación muscular tanto en la rodilla como en el tobillo y que, además, permiten registrar su actividad electromiográfica. Esta evaluación se hace en dos grupos de trabajo, un grupo control (10 participantes, edad: $21,5 \pm 0,972$) y un grupo patológico (5 participantes, edad: $22 \pm 0,707$), para la cual se posicionan marcadores reflectivos (basados en el protocolo de Davis Heel) y electrodos superficiales para cada músculo escogido (según el protocolo SENIAM), con el fin de adquirir los datos necesarios para el estudio, tal como se observan en la figura 2. Para este estudio es necesario un sistema de cámaras BTS y una plataforma de fuerza.



Figura 2: Posicionamiento marcadores reflectivos y electrodos

Inicialmente se realiza una prueba estática para verificar el correcto posicionamiento de los electrodos y marcadores; seguido a esto, se realiza una prueba de marcha donde el participante camina a través de una plataforma de fuerza y son capturados los registros de sEMG y los datos espacio-temporales de la marcha. Una vez obtenidas las señales de electromiografía de cada pareja muscular, se calcula la envolvente de cada señal, este procedimiento inicia con una rectificación de las señales para encontrar características como los valores más altos, más bajos y media [6]. En seguida, se realiza la normalización de todas las señales para trabajar con valores de 0 a 1 y así poder comprarlas [7]. Finalmente, se calcula el IC por dos métodos el primero basado en la amplitud de la señal EMG [4] y el segundo es obtenido calculando el radio entre la activación del musculo antagonista y agonista [8].

$$IC_1 = 2 * \frac{EMG_{ANTAGONISTA}}{EMG_{AGONISTA} + EMG_{ANTAGONISTA}} * 100 \quad (1)$$

$$IC_2 = \frac{EMG_{ANTAGONISTA}}{EMG_{AGONISTA}} * 100 \quad (2)$$

Al encontrar el IC se realizan pruebas estadísticas a partir del programa estadístico SPSS. En primer lugar, se crea una base de datos donde en las filas se relacionan las parejas antagonistas, donde un músculo se comporta como antagonista y el otro como agonista y las columnas son los participantes de cada uno de los grupos. Encontrando las medidas fisiológicas cuantitativas y descriptivas de los participantes. Por medio de la comparación de medias se identificó diferencias entre la co-activación del grupo de control y patológico. Por último, se obtiene la prueba de correlación entre el método 1 y el método 2 se cuantifico la dependencia lineal entre dos variables evidenciando el grado de intensidad y sentido de relación de las variables.

3. Resultados

Tras la revisión bibliográfica se logran identificar ocho (8) músculos principales ubicados alrededor de las articulaciones del tobillo y rodilla, que interviene durante la marcha y que se encuentran a nivel superficial. Entre estos se encuentran: Peroneus Longus, Tibialis Anterior, Gastrocnemius Lateral y Medial, Soleus, Bíceps Femoral, Vastus Medialis, Rectus Femoris. Estos músculos se organizan en parejas (agonista – antagonista), según el movimiento en el que intervienen (Tabla 1), esto se hace con el fin de determinar la co-activación muscular, generada por la contracción simultánea de estos durante el movimiento realizado.

Tabla 1: Músculos agonistas – antagonistas de las articulaciones en estudio, según movimiento.

Tobillo				Rodilla	
Eversión – Inversión		Flexo - Extensión		Flexo - Extensión	
Peroneus Longus	Tibialis anterior	Gastrocnemius	Tibialis anterior	Bíceps Femoral	Vastus Medialis
	Gastrocnemius	Soleus			Rectus Femoris
	Soleus	Peroneus Longus			

Luego de establecer los grupos musculares a estudiar, se hace el procesamiento de las señales electromiográficas, el cual permite obtener las gráficas de la envolvente de estas, en la Figura 1 (expuesta anteriormente) se puede observar un ejemplo de las señales obtenidas para un grupo muscular de la rodilla, durante la flexo-extensión.

Tras tener la envolvente de la señal electromiográfica para cada una de las parejas musculares en estudio, se procede a realizar el cálculo de los índices de co-contracción utilizando el método 1 (Ecuación 1) y el método 2 (Ecuación 2). En la Figura 3, se puede observar la co-activación muscular alrededor del tobillo para los dos movimientos que este realiza, en las cajas de la izquierda (azul oscuro y naranja) se puede observar el comportamiento para el grupo control, mientras que en el lado derecho (azul claro y amarillo) se observa el comportamiento del grupo patológico. En esta figura se puede observar que cuando no existe ningún tipo de patología en la rodilla, la co-activación es muy cercana al 100%, valor esperado según [8] y [9]; mientras que cuando hay presencia de una patología la co-activación muscular aumenta, superando el 100%, esto se debe a que el tobillo realiza una compensación de lo que la rodilla no está haciendo para mantener el equilibrio natural del cuerpo. En la figura 4, en las cajas del lado izquierdo se observa el comportamiento del grupo control (azul oscuro, naranja y verde oscuro), mientras que en las del lado derecho se observa el comportamiento del grupo patológico (azul claro, amarillo, verde claro). Al igual que en el caso anterior, se puede observar que cuando no hay presencia de lesión en la rodilla, la co-activación muscular para los diferentes movimientos es muy cercana al 100%, pero para el caso del grupo patológico, se puede observar que la co-activación del tobillo aumenta (cajas azul clara y amarilla), mientras que la co-activación de la rodilla se ve, notablemente, disminuida (caja verde clara), esto debido a que al haber una lesión en la rodilla la estabilidad de esta articulación disminuye y al tobillo ser la articulación adyacente eleva su activación para realizar un bloqueo y mantener en equilibrio el cuerpo.

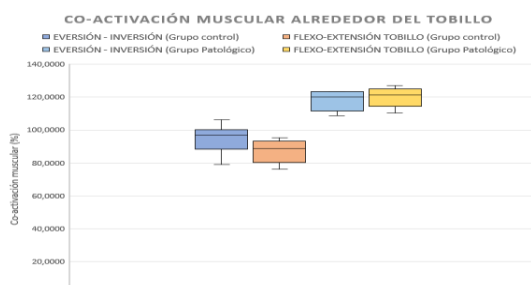


Figura 4: Co-activación muscular alrededor del tobillo, grupo control vs. grupo patológico.

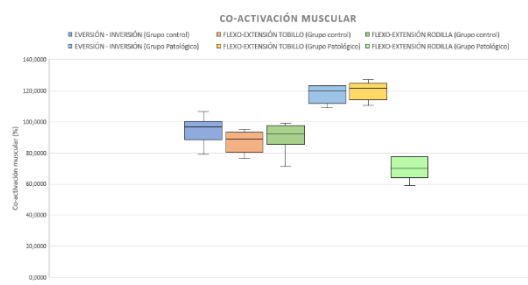


Figura 4: Co-activación muscular alrededor de las articulaciones en estudio, grupo control vs. grupo patológico.

Para la parte de análisis estadístico se realiza una prueba t-student para la comparación de medias debido a que el número de muestras es pequeño ($n < 30$), a partir de esta prueba se comparan las variaciones entre cada relación de musculo agonista y antagonista entre participantes sanos y pacientes. Verificando para ambos métodos que los valores de co-activación del tobillo cuando existe una lesión, son mayores a 100% o muy cercanos a dicho valor; mientras que en pacientes los valores de co-activación en la rodilla disminuyen.

Tabla 2: Características fisiológicas cuantitativas de los participantes.

	Grupo control				Grupo Patológico			
	Media	Valor mínimo	Valor máximo	Desviación estándar	Media	Valor mínimo	Valor máximo	Desviación estándar
Edad (años)	21,5	20	23	0,972	22	21	23	0,707
Talla (cm)	177	170	185	5,191	173	165	185	10,621
Peso (Kg)	70,4	65,0	80,0	5,337	66,4	65,0	67,5	1,274

Adicionalmente, para encontrar la correlación entre ambos métodos se comprueba la normalidad de las variables a partir del test de normalidad con base a un valor de significancia (p -valor) igual a 0.05. Con este resultado, se realiza una prueba de correlación bivariada de pearson (variables con distribución normal) y una prueba de correlación bivariada de spearman (variables con distribución no-normal). En este caso, se obtuvo una variable con distribución no-normal y las demás con distribución normal. Arrojando un resultado de correlación entre los dos métodos. En la Figura 4, se puede observar la distribución de los valores obtenidos para los índices de co-contracción medidos con los dos diferentes métodos trabajados. Se puede observar que, con los dos métodos propuestos, los valores de co-activación muscular son muy similares, estos valores están cercanos a 100%.

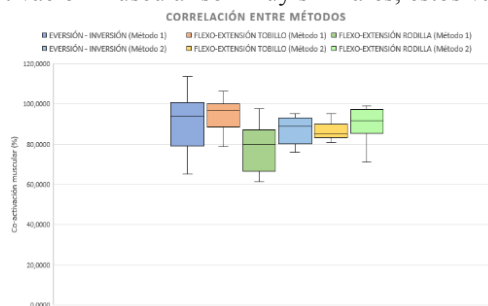


Figura 5: Co-activación muscular evaluada con los dos métodos estudiada

4. Conclusiones

La co-activación muscular alrededor del tobillo es diferente para los sujetos sanos y los sujetos con patología de rodilla, esto debido a que los sujetos sanos presentan una co-activación cercana al 100%, mientras que los sujetos con patología presentan una co-activación mayor al 115%, lo que permite concluir que cuando hay presencia de lesión de rodilla la co-activación muscular alrededor del tobillo aumenta.

La co-activación muscular de una articulación lesionada disminuye, mientras que la co-activación muscular para la articulación adyacente aumenta. Esta diferencia se debe a que el tobillo (articulación sana) realiza una compensación del trabajo que la rodilla (articulación con patología) no puede realizar, por lo que los grupos musculares alrededor del tobillo presentan una mayor activación, esto se ve reflejado en que la co-activación del grupo patológico para el tobillo aumenta, mientras que para la rodilla disminuyen.

Se afirma que hay relación entre las parejas de los músculos antagonistas y agonistas y los dos métodos establecidos para encontrar el coeficiente de co-contracción y la co-activación muscular. Por otra parte, el estudio estadístico permite comprobar que existe una correlación entre los dos métodos utilizados para calcular los Índices co-contracción, como trabajo futuro se evidencia la necesidad de emplear diferentes métodos de normalización de la señal EMG, para poder evaluar los IC con diferentes métodos y también fraccionar la señal a partir de funciones de movimiento de la articulación.

5. Referencias

- [1] «Epidemiology of sports injuries,» Elseiver, vol. 30, n° 1, pp. 40-48, 2008.
- [2] J. Basmajian, «Motor learning and control: a wprking hypotesis,» Archives of Physical Medicine and Rehabilitation, n° 58, pp. 38-41, 1997.
- [3] W. Solomonow, B. Baratta, B. Zhou, H. Shoji, W. Bose, C. Beck y R. D'Ambrosia, «The synergetic action of the ACL and thigh muscles in maintaining joint stability,» American Journal of Sports Medicine, n° 15, pp. 207-213, 1987.
- [4] K. Falconer y D. Winter, «Quantitative assessment of cocontraction at the ankle joint during walking,» Electromyography and clinical neurophysiology, n° 25, pp. 135-149, 1985.
- [5] E. Kellis, «Quantification of quadriceps and hamstring antagonist activity,» The American Journal of Sports Medicine, n° 26, pp. 37-62, 1998.
- [6] M. Halaki y K. Ginn, «Normalization of EMG Signals: To Normalize or Not to Normalize and What to Normalize to?,» de Computational Intelligence in Electromyography Analysis: A Perspective on Current Applications and Future Challenges, Sydney, IntechOpen, 2012.
- [7] A. Sousa y J. Tavares, «Surface electromyographic amplitude normalization methods: A review,» de Electromyography: New Developments, Nova Science Publishers, Inc., 2012, pp. 85-102.
- [8] L. Osternig, J. Hamill, J. Lander y R. Robertson, «Co-activation of sprinter and distance runner muscles in isokinetic exercise,» Medicine and Science in Sports and Exercise, vol. 4, n° 18, pp. 431-435, 1986.
- [9] U. Ervilha, T. Graven-Nielsen y M. Duarte, «A simple test of muscle coactivation estimation using electromyography,» Brazilian Journal of Medical and Biological Research, vol. 45, n° 10, pp. 977-981, 2012.

ANÁLISIS DEL MOVIMIENTO CLÍNICO

Agostina Bertot^a, César Ignacio Dutto^b, Verónica Barrera^b, Cecilia Bernal^c, Claudia Bonel^a, Paola Catalfamo Formento^{a,d}

^a Laboratorio de Investigaciones en Movimiento Humano, Facultad de Ingeniería, Universidad Nacional de Entre Ríos, Oro Verde, Entre Ríos. ^b Consultorio Dutto, Santa Fe. ^c Hospital de Rehabilitación Integral del Discapacitado, Dr. Vera Candioti, Santa Fe. ^d Instituto de Investigaciones en Bioingeniería y Bioinformática, IBB, UNER – CONICET, Oro Verde, Entre Ríos.

Resumen

La evaluación cuantitativa del progreso de los pacientes amputados de miembro inferior es de interés para los profesionales de la salud involucrados en el tratamiento. Sin embargo, la heterogeneidad y diversidad de herramientas propuestas dificulta la selección de aquellas que sean más apropiadas para la aplicación específica. El objetivo de esta prueba piloto fue implementar tres herramientas, habitualmente propuestas en la literatura, en un Hospital local. Fue de particular interés evaluar la facilidad de su aplicación en este ámbito clínico así como la posibilidad de elegir una de las herramientas para futuras aplicaciones. También fue de interés la capacidad de las mismas para distinguir participantes en rehabilitación de aquellos que ya finalizaron el tratamiento (como indicador de su capacidad para evaluar progreso). Los resultados mostraron que las tres herramientas fueron simples de aplicar, utilizan equipamiento de relativo bajo costo y son portátiles permitiendo adaptarse a diferentes espacios. De los resultados, se consideró que la información provista por las tres herramientas es complementaria entre sí y por tanto a priori no sería factible elegir una sobre las otras para futuras aplicaciones. Todas mostraron la capacidad de diferenciar pacientes en distinto estado de la rehabilitación. De esta forma, las tres podrían ser utilizadas para valorar el estado funcional de pacientes amputados de miembro inferior.

Palabras clave: Amputados de miembro inferior, Rehabilitación, Biomecánica Clínica.

1. Introducción

El Análisis del Movimiento Humano ha sido comúnmente utilizado para la valoración de la capacidad ambulatoria de pacientes con amputación de miembro inferior [1]. Sin embargo, su aplicación en la clínica aún es limitada probablemente por el número y heterogeneidad de las herramientas propuestas [2] que dificultan la selección de aquella que resulte más apropiada en el ámbito clínico. En el marco de esta heterogeneidad, se han propuesto desde cuestionarios y test funcionales que implican la puntuación de un profesional o la del mismo paciente, como el test AMP (Amputee Mobility Predictor) [3], hasta la medición de parámetros espacio temporales [1] e índices de simetría [4]. El objetivo de este trabajo fue implementar el test AMP, la medición de parámetros espacio temporales e índices de simetría en pacientes que se atienden en un Hospital local. En esta etapa inicial del proyecto, fue de particular interés evaluar la facilidad de la aplicación de las herramientas en este ámbito en particular (en cuanto a tiempo necesario para la prueba, el equipamiento utilizado y la facilidad de la aplicación). También fue de interés la posibilidad de elegir una de las tres herramientas para ser aplicada en futuros estudios. Finalmente, se evaluó la capacidad para distinguir participantes en rehabilitación de aquellos que ya finalizaron el tratamiento (como indicador de su capacidad para evaluar progreso).

2. Métodos

Dos participantes con amputación transtibial unilateral que se atendían en un Hospital de Rehabilitación participaron de esta prueba piloto. El primer participante (masculino, 71 años, 53 kg, 1.57 m de estatura) se

encontraba transitando su tratamiento protésico. El otro participante (masculino, 77 años, 63 kg, 1.61 m de estatura) ya había finalizado su tratamiento y regresaba al Hospital para re-equipamiento.

Luego de ser informados respecto al estudio e invitados a firmar el consentimiento informado, un profesional de la salud, miembro del proyecto, guió a los participantes a realizar las actividades del test AMP con prótesis (AMPPRO). Durante la administración del test, se realizó una filmación con una cámara digital convencional (Samsung WB36F, frecuencia de muestreo 30 Hz) ubicada captando el plano sagital, a una distancia de 3 metros del área donde se encontraba el paciente junto al evaluador y a una altura de 1 metro. Tres profesionales realizaron la puntuación del test AMPPRO de cada paciente a partir del video registrado durante el test. El promedio de los valores registrados fue luego computado.

Luego los participantes caminaron en línea recta a velocidad autoseleccionada, en ambas direcciones sobre una pasarela de 4 metros de largo. La caminata fue filmada, con la misma cámara. A partir de la filmación, se estimaron los siguientes parámetros espacio temporales: velocidad, tiempo de ciclo, tiempo de paso, tiempo de apoyo, tiempo de apoyo doble, tiempo de balanceo y cadencia. Además, se estimó el índice de simetría (IS) [4].

3. Resultados y discusión

Los resultados mostraron que el tiempo total para la toma de estos datos de los pacientes puede realizarse en menos de media hora. El equipamiento utilizado (cámara fotográfica con capacidad de video) es de relativo bajo costo, simple de utilizar y portátil. Sin embargo, es necesario un tiempo extra de procesamiento que dependerá de las habilidades y recursos del evaluador.

Por otro lado, el participante ya rehabilitado reportó una mayor velocidad de marcha y por lo tanto menor tiempo de ciclo, menor tiempo de paso, mayor cadencia. También mostró mayor simetría en la marcha y valores más altos del test. De los resultados de esta prueba piloto se observa que los PET, los IS y el test demostraron ser herramientas eficaces para diferenciar el estado funcional del paciente que se encuentra en la etapa de rehabilitación del paciente que ya ha finalizado dicho proceso.

Por último, las herramientas aportan distinta información del paciente. El test AMP, como todos los test funcionales, aporta información respecto a la capacidad de realizar ciertas actividades funcionales (como apoyo unipodal, alcanzar y agarrar, sentarse, agacharse). Los parámetros y sus índices de simetría aportan información más específica respecto a la forma de caminar. La información podría estar relacionada pero no es directamente extrapolable. Es por esto que a priori no podría elegirse una de las herramientas por sobre las otras.

4. Conclusiones

Los parámetros espacio temporales, sus índices de simetría y el test AMPRO podrían ser utilizados para valorar el estado funcional de pacientes amputados de miembro inferior. Futuros estudios se enfocarán en aumentar el número de participantes utilizando las tres herramientas.

5. Referencias

- [1] Y. Sagawa, K. Turcot, S. Armand, A. Thevenon, N. Vuillerme, and E. Watelain, "Biomechanics and physiological parameters during gait in lower-limb amputees: a systematic review.," *Gait Posture*, vol. 33, no. 4, pp. 511–26, Apr. 2011.
- [2] M. J. Cole *et al.*, "Bacpar Toolbox of Outcome Measures," 2014.
- [3] R. S. Gailey *et al.*, "The Amputee Mobility Predictor: An instrument to assess determinants of the lower-limb amputee's ability to ambulate," *Arch. Phys. Med. Rehabil.*, vol. 83, no. 5, pp. 613–627, May 2002.
- [4] G. N. S. Marinakis, "Interlimb symmetry of traumatic unilateral transtibial amputees wearing two different prosthetic feet in the early rehabilitation stage.," *J. Rehabil. Res. Dev.*, vol. 41, no. 4, pp. 581–590, 2004.

ANÁLISIS DE UN CORREDOR MEDIANTE LABORATORIO DE BIOMECÁNICA

Lic. Pereyra Casado Valeria Daiana. Dra. Singal Claudia. Dr. Viale Luciano
UNSAM, 25 de Mayo 1169, San Martín, Buenos Aires, Argentina.

1. RESUMEN

En este trabajo, se muestran los alcances que tiene nuestro Laboratorio de Biomecánica y Rendimiento Humano, mediante la presentación de un caso clínico. Evaluaremos presiones y fuerzas utilizando diferentes tipos de plataformas digitales, teniendo por objetivo:

- Valorar la utilidad del laboratorio de Biomecánica.
- Describir los distintos parámetros biomecánicos útiles en la valoración de los corredores.

Se realizó baropodometría y estudio biomecánico durante la marcha y la carrera para analizar el comportamiento de presiones y fuerzas, respectivamente. El instrumental requerido fue: plataforma de fuerza triaxial y plataforma de presiones.

Mediante el estudio en nuestro laboratorio se obtuvieron datos específicos relacionados a la carrera.

Se verificó la utilidad del laboratorio de Biomecánica constatándose que la disimetría se relaciona con el dolor de la pierna izquierda y se obtuvieron datos fidedignos para la confección de ortesis plantares.

2. PALABRAS CLAVE:

Biomecánica

Baropodómetro

Plataforma de Fuerza triaxial

Marcha

Carrera

3. INTRODUCCIÓN

3.1. CASO CLÍNICO

Varón de 42 años, corredor amateur, que consulta por dolor en pantorrillas luego de 20 minutos de iniciar su práctica deportiva. El dolor persiste por 72 horas.

3.2. EXAMEN FÍSICO

Contractura lumbar baja, desnivel bicrestíleo, diferencia de altura de hombros y alteración en el triángulo de la talla.

Se realizaron todos los estudios clínicos, de laboratorio, ecografías de partes blandas y ecodoppler arterio-venoso para descartar otras patologías. Los estudios radiológicos evidencian una discrepancia de MMII de 13 mm, siendo el izquierdo de menor longitud (Figura 1 y 2).

Figura 1: Examen radiológico MMII



Figura 2: Examen radiológico columna. Vista anterior



Figura 3: Examen radiológico vista lateral.



3.3. DERIVACIÓN

Ingresa al Centro Asistencial Universitario derivado por su médico deportólogo.

3.4. INGRESO

Es evaluado por el área de ortopedia y traumatología quienes indican valoración de la marcha y la carrera en el Laboratorio de Biomecánica. Se realizó el examen baropodométrico y en plataforma de fuerzas.

4. OBJETIVOS

- Valorar la utilidad del laboratorio de Biomecánica, para analizar el rendimiento en deportistas y causas que lo alteren.
- Describir los distintos parámetros biomecánicos útiles en la valoración de los corredores.

5. MÉTODO

5.1. PRESENTACIÓN DEL LABORATORIO Y PLATAFORMA

En las siguientes imágenes se muestran el laboratorio de biomecánica (fig. 4, 5 y 6) y la plataforma baropodométrica (fig. 7 y 8).

Figura 4: Laboratorio Biomecánica



Figura 5: Laboratorio Biomecánica



Figura 6: Laboratorio Biomecánica



Figura 7: Plataforma de presiones



Figura 8: Plataforma de presiones



5.2. DESCRIPCIÓN Y ANÁLISIS BAROPODOMÉTRICO

Se utilizó baropodómetro digital Gait View. El mismo consiste en una plataforma, con sensores digitalizados, que analizan la distribución de las presiones plantares en posición estática y durante la marcha. El dispositivo pone en evidencia las zonas del pie que ejercen mayor presión, en colores cálidos, y aquellas de menor presión, en colores fríos.

Los gráficos obtenidos, en nuestro paciente, ponen de manifiesto un pie cavo. A su vez presentó un porcentaje de presión mayor en el antepié (bilateral), secundario al acortamiento en la cadena muscular posterior. Por otro lado se constató una menor presión en el pie izquierdo.

Figura 9: Estudio Baropodométrico estático

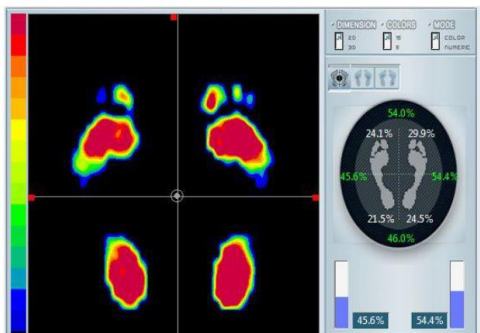


Figura 10: Estudio Baropodométrico dinámico

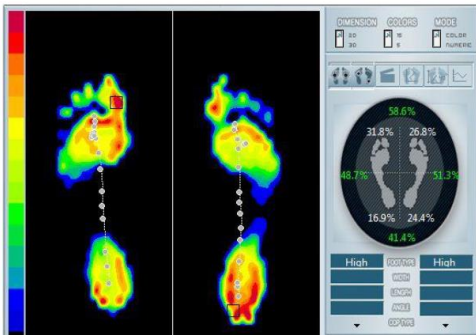
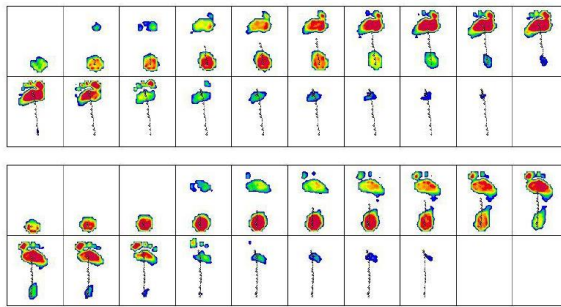


Figura 11: Vista de las presiones en una zancada



5.3. VALORACIÓN DE FUERZAS DURANTE LA MARCHA Y LA CARRERA

Se utilizó plataforma de fuerzas triaxial Kinescan, la misma consiste en detectar fuerzas ejercidas sobre ella en tres sentidos; vertical, medio-lateral y antero-posterior; devolviendo una fuerza de igual magnitud y dirección pero con sentido opuesto (3° Ley de Newton; acción y reacción).

De esta forma, al realizar un paso sobre la plataforma de fuerza obtendremos tres fuerzas opuestas a las aplicadas;

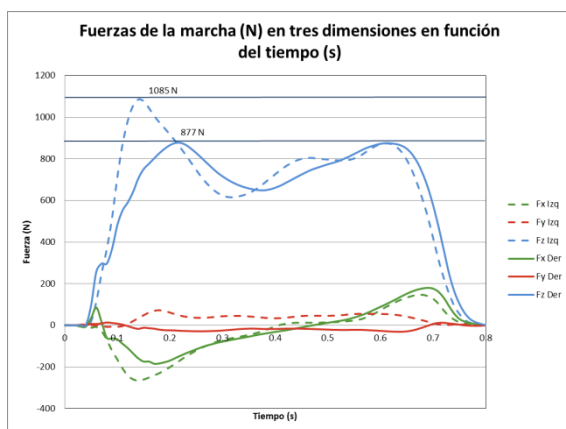
- una fuerza vertical que se corresponde con la fuerza gravitatoria del sujeto.
- una fuerza laterales que arroja los valores de la resistencia a la pronación y a la supinación que realiza el pie en función de estabilizarse.
- una fuerza antero-posterior que delata la posición del centro de gravedad con respecto al contacto sobre la plataforma.

5.3.1. Comparación de fuerzas pie derecho e izquierdo durante un paso:

En los siguientes gráficos, las líneas continuas corresponden al pie derecho y las punteadas al pie izquierdo respectivamente.

Al momento de la evaluación, la masa del sujeto fue de 85.6 kg, equivalente a 839.736 Newton (N).

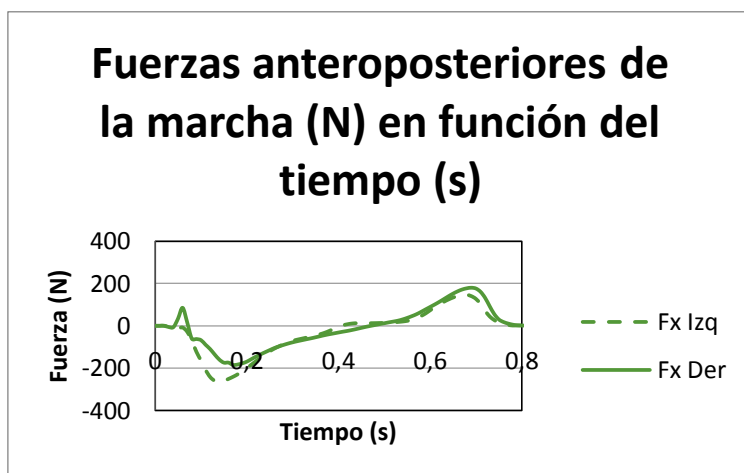
Figura 12: Comparación de fuerzas verticales, anteroposteriores y mediolaterales durante un paso en función del tiempo.



5.3.1.1. Análisis del comportamiento de fuerzas Antero-posteriores de la marcha en función del tiempo:

En la figura 13 se evidencia por los picos continuados de la curva, un contacto con el pie derecho poco fluido el cual corresponde con un apoyo brusco al trasladar el peso rápidamente de un miembro a otro, producto del dolor en la pierna izquierda. En el despegue se evidencia por el pico de la curva que el miembro izquierdo realiza menor fuerza.

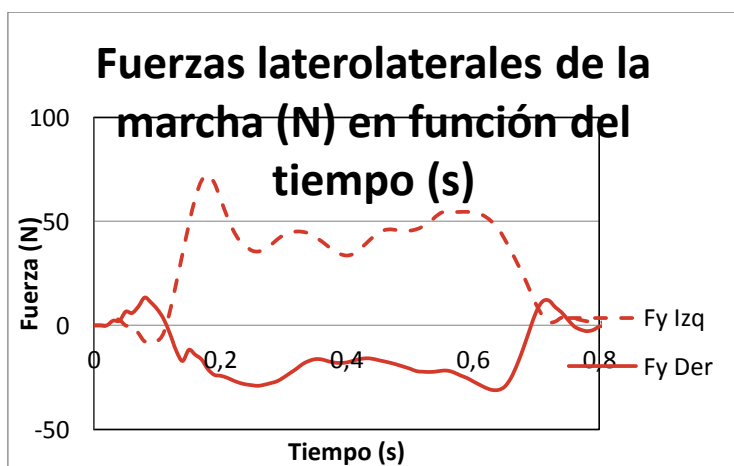
Figura 13: Comparación de fuerzas antero-posteriores durante un paso en función del tiempo



5.3.1.2. Análisis del comportamiento de fuerzas medio-laterales de la marcha en función del tiempo:

En la figura 14 se evidencia una pronación acentuada del pie izquierdo, ya que la curva se aleja del centro del eje cero de la fuerza.

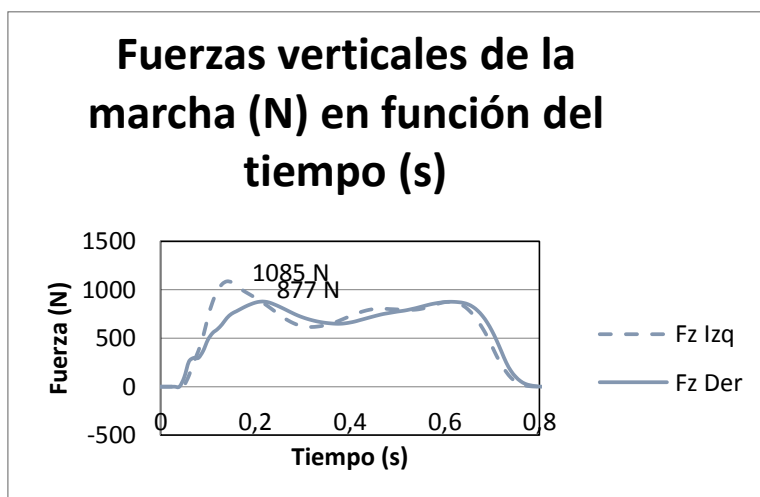
Figura 14: Comparación de fuerzas laterales durante un paso en función del tiempo.



5.3.1.3. Análisis del comportamiento de fuerzas verticales de la marcha en función del tiempo:

En la figura 15 se identifica un comportamiento anormal del pie izquierdo, ya que la fuerza de reacción terrestre es de 245 N por encima del correspondido al peso del sujeto, que equivale a un 23.7 % más de carga que en el pie derecho.

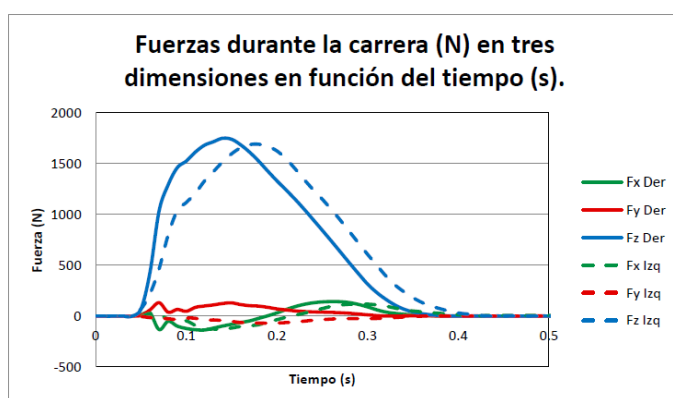
Figura 15 Comparación de fuerzas verticales durante un paso en función del tiempo



5.3.2. Comparación de fuerzas pie derecho e izquierdo durante un paso en carrera:

En los siguientes gráficos, las líneas continuas corresponden al pie derecho y las punteadas al pie izquierdo respectivamente.

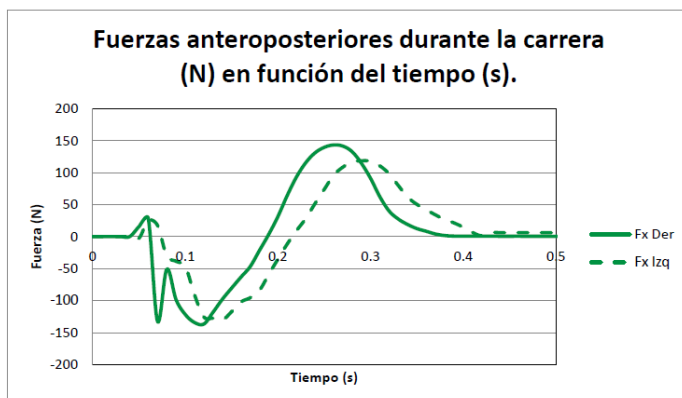
Figura 16 Comparación de fuerzas verticales, antero-posteriores y laterales durante un paso en carrera en función del tiempo.



5.3.2.1. Análisis del comportamiento de fuerzas antero-posteriores de un paso en carrera en función del tiempo:

Las curvas anteroposteriores en la figura 17 muestran similitudes a las de la marcha, presentando un contacto poco fluido del pie derecho, evidenciando dolor en el izquierdo y rápido pasaje del peso.

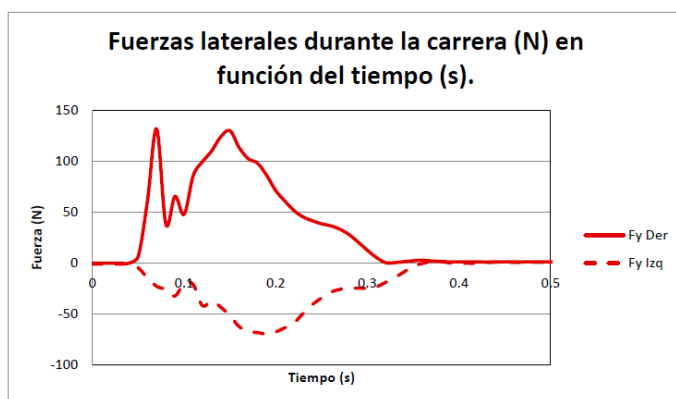
Figura 17 Comparación de fuerzas anteroposteriores durante un paso en carrera en función del tiempo.



5.3.2.2. Análisis del comportamiento de fuerzas medio-laterales de un paso en carrera en función del tiempo:

En la figura 18 se evidencia que el paso izquierdo no alcanza a empujar como el derecho y provoca un paso más largo. La pronación excesiva en el caso de la carrera se produce en el pie derecho alejándose la curva de la línea media.

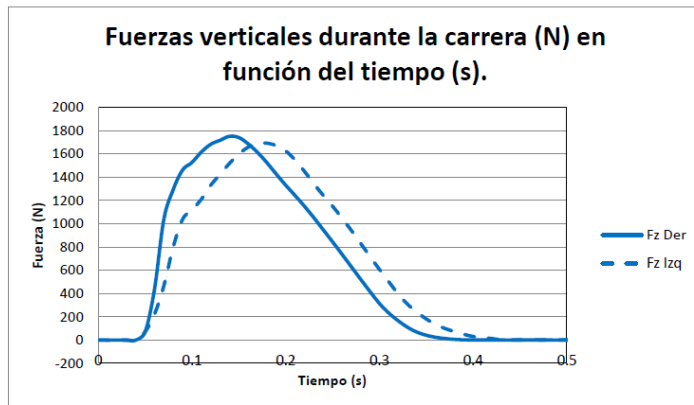
Figura 18 Comparación de fuerzas laterales durante un paso en carrera en función del tiempo.



5.3.2.3. Análisis del comportamiento de fuerzas verticales de un paso en carrera en función del tiempo:

En la figura 19 se evidencia un paso derecho más rápido que puede deberse al dolor referido por el sujeto.

Figura 19 Comparación de fuerzas verticales durante un paso en carrera en función del tiempo.



6. RESULTADOS

Mediante el estudio en el laboratorio se obtuvieron datos específicos relacionados a la carrera, que pueden demostrar que durante el paso con el pie izquierdo se generó una merma de la fuerza, disminuyendo el rendimiento del corredor. Mediante la confección de ortesis plantares adaptadas figura 20 se mejoró el rendimiento deportivo, mostrando disminución del dolor plantar y de pantorrillas.

Figura 20: Plantares



7. CONCLUSIONES

Al culminar el estudio, pudimos verificar la utilidad del laboratorio de Biomecánica, mediante la obtención de datos que plasman el comportamiento de las fuerzas durante la marcha y carrera. Así constatamos que la disimetría se relaciona con el dolor de la pierna izquierda y obtuvimos datos fidedignos para la confección de ortesis plantares que se muestran en la figura 20.

8. REFERENCIAS:

- Ardestani, M. M., Ferrigno, C., Moazen, M., & Wimmer, M. A. (2016). From normal to fast walking: Impact of cadence and stride length on lower extremity joint moments. *Gait and Posture*, 46, 118–125. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2016.02.005>
- Chia, K., & Sangeux, M. (2017). Quantifying sources of variability in gait analysis. *Gait and Posture*, 56(February), 68–75. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2017.04.040>
- Cimolin, V., & Galli, M. (2014). Gait & Posture Summary measures for clinical gait analysis: A literature review. *Gait & Posture*, 39(4), 1005–1010. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2014.02.001>
- Kimel-Naor, S., Gottlieb, A., & Plotnik, M. (2017). The effect of uphill and downhill walking on gait parameters: A self-paced treadmill study. *Journal of Biomechanics*, 60, 142–149. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2017.06.030>
- Nüesch, C., Roos, E., Pagenstert, G., & Mündermann, A. (2017). Measuring joint kinematics of treadmill walking and running: Comparison between an inertial sensor based system and a camera-based system. *Journal of Biomechanics*, 57, 32–38. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2017.03.015>
- Orendurff, M. S., Kobayashi, T., Tulchin-Francis, K., Tullock, A. M. H., Villarosa, C., Chan, C., & Strike, S. (2018). A little bit faster: Lower extremity joint kinematics and kinetics as recreational runners achieve faster speeds. *Journal of Biomechanics*. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2018.02.010>
- Saunders, M., Inman, V., & Eberhart, H. (1953). The major determinant in normal and pathological gait. *Journal of Bones and Joint Surgery*, 35(3), 543–558. https://doi.org/10.1007/978-1-4471-5451-8_102
- Willems, P.-A., Schepens, B., & Detrembleur, C. (2012). Marcha normal. *EMC - Kinesiterapia - Medicina Física*, 33(2), 1–29. [https://doi.org/10.1016/S1293-2965\(12\)61944-6](https://doi.org/10.1016/S1293-2965(12)61944-6).

IDENTIFICACIÓN Y CARACTERIZACIÓN DE SINERGIAS FLEXORAS MEDIANTE SISTEMA DE VISIÓN

Muñoz, F. ^{a,b}, Rodrigo, A. ^{a,b}, Tello, E. ^{a,b}, López, N. ^{a,b}, Pérez, E. ^{a,b}

^a Universidad Nacional de San Juan, Gabinete de Tecnología Médica, www.unsj.edu.ar

^b CONICET, www.conicet.gov.ar

Resumen

La rehabilitación es un proceso dinámico, inherente al paciente, en el que las intervenciones diseñadas para optimizar el funcionamiento y reducir la discapacidad deben experimentar modificaciones según el grado de evolución del sujeto. El análisis del movimiento es una de las áreas que permiten evidenciar dichas capacidades funcionales a partir del examen cinemático y cinético de los segmentos corporales.

En la práctica clínica, el uso de test predefinidos y validados permiten obtener una estimación del estado sensoriomotor del paciente y son susceptibles de evidenciar una perspectiva global de las funciones residuales. Las sinergias, entendidas como la acción coordinada de elementos durante la ejecución de una tarea, constituyen una herramienta fundamental de importancia clínica para este fin. Este trabajo tiene como objetivo analizar las relaciones entre los datos obtenidos a través de la valoración clínica (Fugl-Meyer Assessment) y el análisis de movimiento, mediante técnicas de procesamiento y parametrización de trayectorias obtenidas por un sistema de visión, durante la ejecución de un movimiento de sinergia flexora preestablecido.

Palabras clave: miembro_superior, parametrización_de_curvas, sinergia_flexora, rehabilitación.

1. Introducción

La rehabilitación comprende el conjunto de intervenciones desarrolladas para optimizar el funcionamiento y reducir la discapacidad en individuos y constituyen aquellas medidas sociales, educativas y profesionales destinadas a restituir al sujeto en situación de discapacidad la mayor capacidad e independencia posibles [1].

Una de las principales causas de discapacidad a nivel mundial está dada por el Accidente Cerebro Vascular (ACV), cuyas consecuencias pueden observarse tanto a nivel sensoriomotor como cognitivo. En el tratamiento de estas personas es importante la evaluación clínica mediante alguna escala de valoración. Así la evaluación de Fugl-Meyer (FMA) constituye un índice para determinar el deterioro sensoriomotor y es muy utilizado para la evaluación clínica de la función motora [2]. Dicha escala puede tomar los valores de cero (no realiza la tarea), uno (tarea parcialmente completada) y dos (tarea completada en su totalidad). El puntaje máximo posible corresponde a la recuperación sensorial-motora completa. La diferencia mínima clínicamente importante de la escala FMA es de 9-10 para la extremidad superior en un ACV subagudo [3]. Un análisis del movimiento en conjunto con el uso de tecnologías aplicadas en el ámbito de la rehabilitación constituye una herramienta fundamental de soporte para el fisioterapeuta. El registro, mediante algún dispositivo, de los movimientos humanos y su posterior análisis brinda al profesional de la salud una guía para determinar la terapia adecuada.

2. Materiales y Métodos

2.1. Voluntarios

Se registraron 6 voluntarios post-ACV entre los 40 y los 70 años, con restricción funcional a nivel de las extremidades superiores, a quienes se les solicitó que realizaran el movimiento de *sinergia flexora* (SF), como se observa en la figura 1, previo consentimiento informado y de acuerdo a la declaración de Helsinki. La SF se encuentra categorizada en el FMA (sub-escala de miembro superior) [2], y es utilizada para evidenciar los grados de libertad y coordinación de muñeca, codo y hombro.

2.2. Registro de las trayectorias

El registro de los datos de las trayectorias generadas por los voluntarios se llevó a cabo mediante el uso del sensor comercial Kinect®, el cual permite la identificación de puntos de referencia ubicados en muñeca, codo, hombro y cabeza, y el almacenamiento de las curvas generadas por el desplazamiento de los mismos.

2.3. Protocolo experimental

El movimiento de *sinergia flexora*, realizado en ambas extremidades superiores, fue evaluado por un mismo profesional especializado, para dar repetitividad al examen, colocando las puntuaciones correspondientes a los movimientos establecidos por el test. Los datos fueron registrados con el sensor Kinect®, vinculado al software Matlab®.

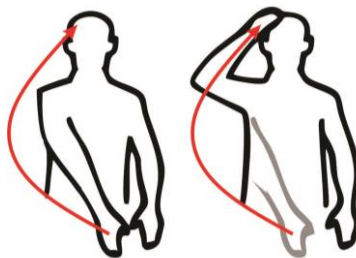


Figura 1. Movimiento de sinergia flexora de miembro superior.

2.4. Procesamiento y análisis de los datos

Los datos fueron adquiridos a una tasa de muestreo de 30 cuadros por segundo y filtrados con un filtro de media móvil, considerando una ventana de 8 muestras, con el fin de eliminar características no significativas sin alterar la información obtenida durante el estudio, destacando las relaciones entre los diferentes segmentos articulares y como éstas evolucionan la SF. Se extrajeron las posiciones espaciales de hombro, codo, muñeca y cabeza para poder establecer las trayectorias realizadas por cada voluntario durante la SF.

En cuanto a la caracterización de las trayectorias, la misma fue realizada en función de parámetros invariantes relacionados a cada desplazamiento espacial articular, como lo son la curvatura $\bar{\kappa}(s)$ y la torsión $\bar{\tau}(s)$, según las Ecuaciones de Frenet-Serret [4], en el que son determinados los vectores tangencial $\bar{T}(s)$, normal $\bar{N}(s)$ y binormal $\bar{B}(s)$:

$$\begin{bmatrix} \bar{T}'(s) \\ \bar{N}'(s) \\ \bar{B}'(s) \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \mathbf{0} & \bar{\kappa}(s) & \mathbf{0} \\ -\bar{\kappa}(s) & \mathbf{0} & \bar{\tau}(s) \\ \mathbf{0} & -\bar{\tau}(s) & \mathbf{0} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \bar{T}(s) \\ \bar{N}(s) \\ \bar{B}(s) \end{bmatrix} \quad (1)$$

Por otro lado, son determinadas las velocidades instantáneas de la muñeca, como también el área del triángulo compuesto por cabeza, codo y muñeca.

3. Resultados

Se compararon los diferentes parámetros descriptivos extraídos de cada sujeto para ambos miembros superiores, y se observaron los cambios en los mismos de acuerdo al movimiento realizado. La tabla 1 muestra los puntajes obtenidos cada voluntario en el test de FMA, así como los parámetros calculados a partir de las curvas. El análisis de los vectores calculados de la ecuación 1 muestra tres etapas que son capaces de caracterizar al movimiento de SF en la extremidad sana. La primera fase (F1), donde la mano asciende desde el punto de inicio junto con el comienzo del movimiento de supinación. La segunda fase (F2) comprende la flexión de codo y abducción de hombro. La fase final (F3) corresponde a la aproximación de la mano al punto de apoyo y repulsión del hombro.

Tabla 1. Evaluación Fisiokinésica de FMA

Sinergia Flexora	V1		V2		V3		V4		V5		V6	
	MD	MI	MD	MI	MD	MI	MD	MI	MD	MI	MD	MI
Elevación escapular	2	0	1	2	2	0	1	2	2	0	2	1
Retracción del hombro	2	0	0	2	2	0	1	2	2	0	2	0
Abducción del hombro	2	1	1	2	2	0	1	2	2	1	2	1
Rotación externa del hombro	2	0	1	2	2	0	1	2	2	0	2	1
Flexión del codo	2	1	2	2	2	0	2	2	2	1	2	2

El Vector Tangencial (Fig. 2A) muestra que en F1 la muñeca se separa en principio a una velocidad menor en dirección sobre el plano sagital. En F2, la muñeca adquiere velocidad constante durante el recorrido de elevación del brazo y finalmente en F3 vuelve a disminuir la velocidad, hasta llegar a cero, al llegar al apoyo

final sobre la sien. En el caso del Vector Normal (Fig. 2B), la F1 muestra variabilidad en la curvatura y, por ende, en el centro de rotación al comienzo del movimiento, según la dirección de elevación del brazo. La F2 evidencia una leve variación de la curvatura, que se corresponde a una elevación paulatina y gradual del centro de rotación a medida que el brazo se eleva. La F3 muestra un cambio brusco en dirección del vector normal, correspondiente a un cambio instantáneo del centro de rotación, el cual ahora permite el ajuste de la muñeca para terminar el movimiento sobre la sien. Finalmente, para el Vector Binormal (Fig. 2C), se muestran en F1 pequeñas variaciones en la dirección del vector hacia el eje medio del cuerpo. Existe igualmente variación del valor de torsión indicando cambio en los valores instantáneos de curvatura. En F2 se observa poca variación del mismo, superpuesta a la variación continua del vector normal y a la velocidad de ejecución constante, mientras que en F3 el vector persigue las variaciones propias de la disminución en la velocidad y el cambio de curvatura, lo que se manifiesta en las variaciones de los valores de torsión, para finalizar con dirección hacia el eje medio del cuerpo.

En las extremidades sanas, una característica como la curvatura presenta valores mayores al comienzo y final del recorrido, mientras que mantiene valores mínimos durante el mismo, como se observa en la Figura 3. Sin embargo, la evaluación de las extremidades afectadas mostró una mayor dificultad para la identificación de las fases anteriormente mencionadas, así como para establecer características distintivas comunes en la curvatura (Figura 4), velocidad (Figura 5A) y área (Figura B) de los voluntarios.

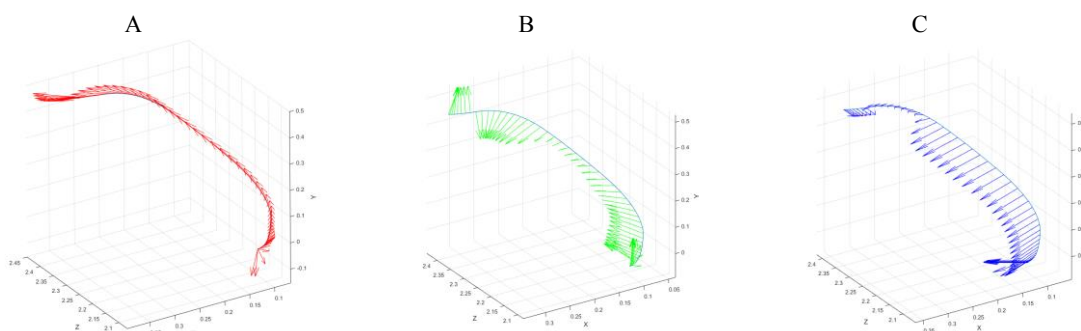


Fig. 2: Variación de los vectores Tangencial (A), Normal (B) y Binormal (C) para la extremidad sana.

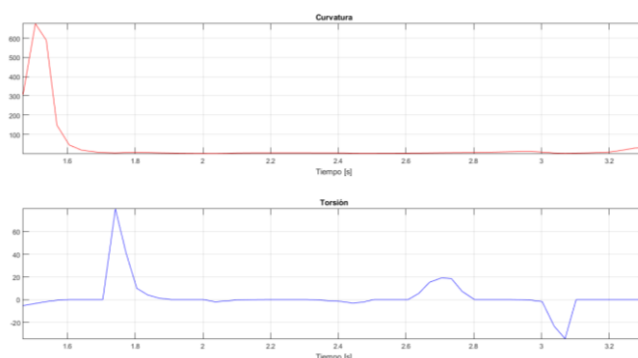


Figura 3: Valores de Curvatura (arriba) y Torsión (abajo) durante el movimiento de SF.

4. Conclusiones

El uso de recursos alternativos para el análisis de sinergias flexoras permite enriquecer la caracterización y evaluación de procedimientos clínicos orientados a las restricciones de movimientos de miembro superior en pacientes post-ACV. En este trabajo se profundizó en determinar primeramente parámetros descriptivos capaces de mejorar la especificidad en la caracterización de un movimiento complejo e integrado con el fin de identificar cómo los diferentes segmentos corporales interactúan ante un gesto determinado. El test clínico muestra que, aunque distintos sujetos muestren una misma valoración final, existen cambios en los parámetros de las trayectorias. La subdivisión del movimiento en las fases antes mencionadas, para un mismo sujeto, sufre

alteraciones al considerar el movimiento realizado con el miembro espástico. Se observa correspondencia con las diferencias en las valoraciones de cada sub-movimiento hechas por el profesional al momento de realizar el test, lo que indica la existencia de diferentes formas en la ejecución de una SF. A partir de los resultados obtenidos puede evidenciarse que las valoraciones propuestas por el test clínico pueden ser insuficientes al momento de realizar esta evaluación. De esta forma, a partir de las herramientas propuestas es una descripción objetiva del movimiento de SF, permitiendo identificar trastornos funcionales posible en la extremidad superior afectada que optimizan el diagnóstico y tratamiento en pacientes post-ACV.

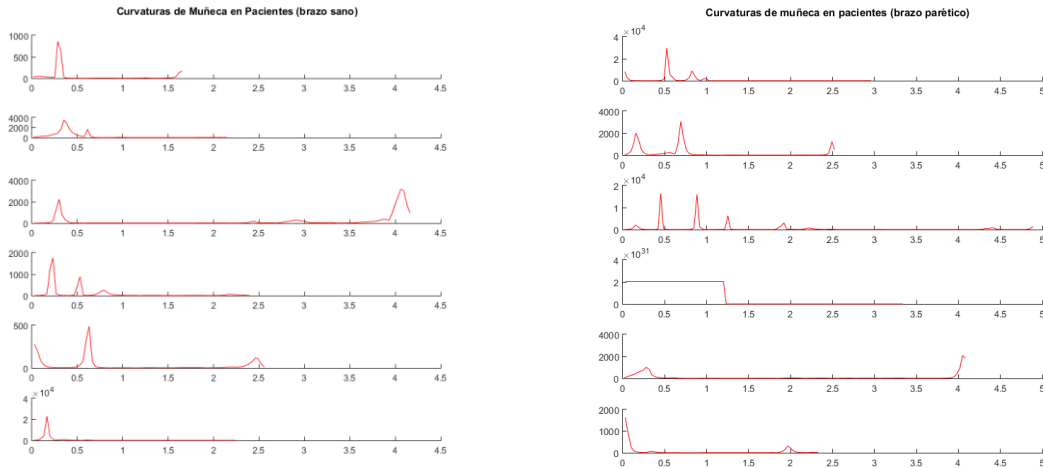


Figura 4: Asimetría en las variaciones de curvatura de los voluntarios. Se observa la variabilidad de la curvatura en el brazo espástico, la cual es dependiente de cada voluntario.

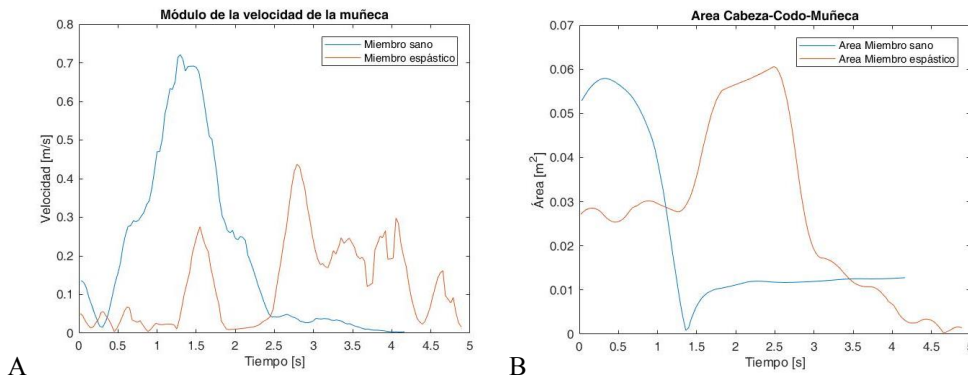


Figura 5: Módulo de la velocidad de la muñeca (A) y Área formada por Cabeza-Codo-Muñeca (B) para ambas extremidades de un mismo sujeto. Se observa la variabilidad de la curva en el miembro espástico, mientras que la morfología del miembro sano aparece en la mayoría de los voluntarios.

5. Referencias

- Bernhardt, J., Hayward, K. S., Kwakkel, G., Ward, N. S., Wolf, S. L., Borschmann, K., ... Cramer, S. C. (2017). Agreed definitions and a shared vision for new standards in stroke recovery research: The Stroke Recovery and Rehabilitation Roundtable taskforce. *International Journal of Stroke*, 12(5), 444–450.
- Fugl-Meyer, Axel (1975). "The post-stroke hemiplegic patient. 1. a method for evaluation of physical performance". *Scandinavian Journal of Rehabilitation Medicine*. 7 (1): 13–31. PMID 1135616.
- KN, Arya (October 2011). "Estimating the minimal clinically important difference of an upper extremity recovery measure in subacute stroke patients". *Topics in Stroke Rehabilitation*. 18: 599–610. doi:10.1310/tsr18s01-599. PMID 22120029.
- Zucker S. (2006) *Differential Geometry from the Frenet Point of View: Boundary Detection, Stereo, Texture and Color*. In: Paragios N., Chen Y., Faugeras O. (eds) *Handbook of Mathematical Models in Computer Vision*. Springer, Boston, MA



3.

AMBIENTES INTELIGENTES Y TELERREHABILITACIÓN

Sistema de monitoreo remoto para adultos mayores y/o personas con enfermedades crónicas

S. Ponce^{1a}, S. Avetta^a, A. Sparapani^a, C. Garcia^a, D. Piccinini^a y Natalia López^{a,b}

^aUniversidad Tecnológica Nacional, F. R. San Nicolás. GADIB, San Nicolás, Argentina,

^bUniversidad Nacional de San Juan, GATEME, CONICET, San Juan, Argentina;

Resumen

El presente proyecto consiste en el diseño y desarrollo de un sistema modular de monitoreo remoto de variables fisiológicas y ambientales basado en Internet of Things (IoT), especialmente diseñado para adultos mayores y/o personas con enfermedades crónicas, con el objetivo de promover su vida independiente. Los módulos son diseñados y fabricados con componentes de bajo costo y presentan la posibilidad de agregar sensores comerciales de acuerdo con las necesidades de cada paciente. El sistema también proporciona una interfaz de usuario web para familiares y/o cuidadores, la cual muestra los datos adquiridos en tiempo real e incluye un sistema de alarmas para informar vía correo electrónico sobre eventos que indiquen peligro. El cuidador también puede ver datos históricos de las mediciones con la posibilidad de comparar todos los parámetros en un determinado momento. Además, se propone un sistema de automatización del hogar para controlar los dispositivos domésticos para mejorar la seguridad del hogar. La evaluación del sistema se realizó en un entorno controlado en el laboratorio en pruebas piloto antes de ser probada en pacientes.

Palabras clave: Adultos mayores, monitoreo remoto, Internet of things

1. Introducción

La medicina, acompañada de grandes avances científicos y tecnológicos, ha podido alcanzar logros significativos en cuanto al aumento de la esperanza de vida, disminución de enfermedades letales, y estudio y tratamiento de enfermedades crónicas, como también en campos como rehabilitación y acompañamiento a pacientes [1]. Dentro de estos últimos, se hace especial énfasis en las contribuciones a la independencia y calidad de vida mediante la utilización de las tecnologías emergentes [2]. En este trabajo, se ha seleccionado el subgrupo relacionado a los adultos mayores y enfermos crónicos, en el cual es necesario el acompañamiento por parte de un cuidador, y un seguimiento exhaustivo por parte de profesionales de la salud, para el monitoreo y cuidado de la salud. Este desarrollo tecnológico se enfoca en brindar información rápida y clara, en forma remota. Además, teniendo en cuenta el sector al que está dirigido, se han considerado restricciones de diseño como el bajo costo, y la implementación en forma “amigable al usuario”, tanto en su instalación y uso, como también en su adecuación a distintos estados de salud y del hogar.

2. Materiales y Métodos

La implementación tecnológica propuesta consiste de los siguientes bloques principales: módulos de sensores del ambiente y de variables fisiológicas, unidad de procesamiento central y la interfaz de usuario. Se diseñó un módulo para cada tipo de habitación de una casa. Cada uno de ellos es capaz de tomar mediciones de temperatura, humedad, monóxido de carbono, intensidad de la luz, determinar presencia en la habitación y controlar dispositivos eléctricos y electrónicos del hogar.

Se utilizó una unidad de procesamiento Raspberry Pi 3 B + por su bajo costo y versatilidad, como así también comunicación Wi-Fi incorporada y soporte para el protocolo Bluetooth Low Energy (BLE). Se implementó en la misma una plataforma Node Red para interconectar los módulos a través de los protocolos correspondientes, controlar los flujos de datos y desarrollar la interfaz de usuario.

Cada uno de los módulos diseñados incluye los siguientes componentes:

1. Sensor de temperatura y humedad: Para el análisis de datos, se consideran los rangos de temperatura entre 18 ° C y 24 ° C y de humedad entre 40% y 50% como seguros.
2. Sensor de luz: Las mediciones entre 0 y 5 lux indican un nivel de luz bajo, imposibilitando que la persona pueda ver correctamente. Las mediciones por encima de estos valores, según la hora del día, significan que el nivel de luz natural o artificial es adecuado.

¹ sponce@rec.utn.edu.ar, número de teléfono: (+54) 336 466 1490

3. Sensor de movimiento: Mediante un sensor infrarrojo pasivo piroeléctrico se realiza la detección de movimiento, indicando la presencia de la persona en la habitación.
4. Sensor de monóxido de carbono: Para exposiciones entre 1 y 70 ppm, la persona no presenta síntomas durante exposiciones prolongadas. De todas formas, el umbral considerado es de 30 ppm para determinar si hay una fuga y de esta forma, detenerla a tiempo.
5. Gestión de la información: Los datos deben centralizarse y enviarse de forma inalámbrica a la unidad de procesamiento. Para esto se utilizó la placa de desarrollo Node Mcu V1 dado que permite conectividad Wi-Fi y el uso de protocolos de interconexión de sensores.
6. Sistema de control automático: Se utilizó un módulo de relé de estado sólido de 4 canales para controlar los actuadores de los dispositivos domésticos.

Por otro lado, se diseñó una Red Inalámbrica de sensores vestibles, ligeros y de bajo consumo para obtener información en tiempo real sobre el estado de salud del usuario. La arquitectura diseñada permite la expansión de la red, lo que hace posible diseñar o incluir otros sensores. En este trabajo, los módulos implementados son de temperatura corporal y frecuencia cardíaca, con posibilidad de expansión a otras variables.

3. Resultados

Para la adquisición y transmisión de las variables ambientales y fisiológicas, se han diseñado y fabricado circuitos impresos, los cuales cuentan con los sensores ya mencionados. Para la adquisición de las variables ambientales, se implementaron cuatro módulos (dormitorio, cocina, baño y living). Además, el circuito cuenta con una etapa de alimentación regulada mediante conexión del módulo a la tensión de alimentación de la red domiciliaria. Los módulos relacionados a los dispositivos vestibles [3], encargados de adquirir variables fisiológicas, cuentan con los sensores de temperatura y frecuencia cardíaca, conectados a una placa de desarrollo encargada de centralizar los datos y transmitirlos por medio de BLE. Además, es posible la conexión de una batería recargable, cumpliendo así con los requisitos fundamentales de seguridad, autonomía y conectividad.

Por otro lado, se desarrolló una interfaz web para que el cuidador pueda supervisar en tiempo real los datos recopilados por los sensores y controlar los dispositivos domésticos. Cuenta con un sistema de alarma que envía alertas por correo electrónico cuando el paciente se encuentra en una situación peligrosa. Además, es posible consultar datos históricos de un determinado momento y visualizar gráficos con las mediciones y sus respectivos umbrales de seguridad, promedios y otras estadísticas de interés.

4. Discusión y Conclusiones

Se logró desarrollar un sistema integral de monitoreo remoto de variables del ambiente del hogar y variables fisiológicas que cumple con el objetivo de generar un entorno seguro y controlado para adultos mayores y personas con enfermedades crónicas, favoreciendo su vida cotidiana independiente, brindando una mejor calidad de vida y atendiendo la problemática de costos de internación y saturación del sistema de salud público [4]. Este sistema, al ser desarrollado con software libre y componentes de bajo costo, demostró ser lo suficientemente robusto para ser utilizado en cualquier hogar del país.

5. Referencias

- [1] *World Report on Ageing and Health*. World Health Organization 2015. ISBN: 9789241565042.
- [2] Chen B, Patel S, Buckley T, Rednic R, McClure D, Shih L, Tarsy D, Welsh M, Bonato P. *A web-based system for home monitoring of patients with Parkinson's disease using wearable sensors*. IEEE Transactions on Biomedical Engineering. 2011;58(3):831-836.
- [3] S. Ponce, D. Piccinini, S. Avetta, A. Sparapani, M. Roberti, N. Andino, C. Garcia, N. López Celani. *Wearable sensors and domotic environment for elderly people*. IUPESM2018. Praga, Czech Republic. IFMBE Proceedings 68/3, https://doi.org/10.1007/978-981-10-9023-3_35.
- [4] N. López Celani, S. Ponce, O. L. Quintero and F. Vargas-Bonilla. *Improving Quality of Life: Home Care for Chronically Ill and Elderly People*. Caregiving and Home Care, Mukadder Mollaoglu, Ed. IntechOpen, 2018, pp 161-178, DOI: 10.5772/intechopen.70113.

Reconocimiento de la Actividad Humana en Ambientes Residenciales Basado en Dispositivo Vestible y Red Neuronal Convolutiva

Yves Coelho, Teodiano Freire Bastos

Grupo de Tecnologías de Asistencia – Universidade Federal do Espírito Santo (NTA-UFES)
Vitória, Brasil

E-mail: teodiano.bastos@ufes.br

Resumen

Es cada vez más esencial controlar parámetros clínicos y actividades de la vida diaria de personas mayores y con discapacidad que viven solas. Además, es necesario detectar de forma inmediata señales de alerta o reconocer situaciones anormales de dichas personas como, por ejemplo, caídas, estado de depresión o estar mucho tiempo acamado. En los últimos años, el uso de dispositivos portátiles ha aumentado significativamente. Los datos de dichos dispositivos se pueden utilizar para reconocer patrones de movimientos humanos mientras realizan diversas actividades. Los acelerómetros han sido ampliamente utilizados en los sistemas de reconocimiento de actividad humana y se han aplicado técnicas tradicionales para la extracción de características dichas señales. Sin embargo, la comunidad científica está actualmente desarrollando clasificadores basados en técnicas de aprendizaje profundo (Deep Learning), buscando mejores resultados y un menor coste computacional. Las Redes Neuronales Convolutivas (CNNs – Convolutional Neural Networks) son la principal técnica de aprendizaje profundo utilizada en este contexto. Dichas redes ajustan los coeficientes de su filtro que se aplican a las señales, extrayendo patrones específicos y sus variaciones. Este trabajo presenta un sistema de reconocimiento de actividad humana basado en redes neuronales convolutivas para clasificar seis actividades de la vida diaria: caminar, correr, subir escaleras, bajar escaleras, estar de pie y sentado. Los resultados demuestran la capacidad del modelo propuesto basado en CNN, con una precisión promedio del 94,89% y una precisión máxima del 95,78% para la mejor configuración de dicha red.

Abstract

It is increasingly essential to control clinical parameters and activities of daily life of elderly and people with disabilities living alone. In addition, it is necessary to immediately detect warning signs or recognize abnormal situations of such people as, for example, falling, depression or long time bedridden. In recent years, the use of portable devices has increased significantly. The data from these devices can be used to recognize patterns of human movements while performing various activities. Accelerometers have been widely used in human activity recognition systems and traditional techniques have been applied to extract features from such signals. However, the scientific community is currently developing classifiers based on deep learning

techniques, seeking better results and a lower computational cost. Convolutional Neural Networks (CNNs) are the main deep learning technique used in this context. These networks adjust the coefficients of their filter that are applied to the signals, extracting specific patterns and their variations. This work presents a human activity recognition system based on convolutional neural networks to classify six activities of daily life: walking, running, climbing stairs, going down stairs, standing and sitting. The results show the capacity of the proposed model based on CNN, with an average precision of 94.89% and a maximum precision of 95.78% for the best configuration of the network.

1. Introducción

La desaceleración del crecimiento de la población mundial causada por la reducción de la tasa de natalidad, junto con la mayor esperanza de vida, resulta en el aumento de la población en envejecimiento. Por otro lado, la Organización Mundial de Salud estima en 15,6% la tasa media de prevalencia de personas con discapacidad en el mundo. Se añade el hecho de que muchas de estas personas viven solas. Por lo tanto, es cada vez más importante dar a dichos grupos de personas la oportunidad de tener una vida más independiente, con seguridad y autonomía para llevar a cabo sus tareas diarias. Además, es esencial monitorear los parámetros clínicos y las actividades de dicha población, con el fin de detectar precozmente afecciones médicas graves o reconocer una situación anormal en ellos, tal como una caída, estado de depresión o estar mucho tiempo acamado.

En los últimos años, el uso de sensores portátiles ha aumentado significativamente. Dichos sistemas monitorean y almacenan información en tiempo real sobre la condición fisiológica y los movimientos de una persona a través del uso de diferentes tipos de sensores flexibles que pueden integrarse en la ropa, bandas elásticas o utilizarse directamente acoplados al cuerpo humano [1]. Como dichos sensores son portátiles, livianos y eficientes, desde el punto de vista energético, pueden utilizarse para reconocer patrones de movimiento humano mientras se realizan diversas actividades [2].

Entre estos sensores portátiles, los acelerómetros han sido ampliamente utilizados en los sistemas de Reconocimiento de Actividad Humana (HAR – Human Activity Recognition) [3-7]. Según [7], en la mayoría de los estudios se elige la cintura para colocar el acelerómetro, dada su ubicación central, que es más estable y más adecuada para el reconocimiento de movimientos globales, como caminar y correr.

Para la extracción de características, en general, muchos sistemas HAR utilizan características obtenidas de forma empíricas en el dominio del tiempo, o coeficientes de la Transformada Rápida de Fourier (FFT – *Fast Fourier Transform*) en el dominio de la frecuencia [8]. Dichas características se incorporan a diferentes algoritmos de clasificación, como Árbol de Decisión (*Decision Tree*), *k*-Vecinos Más Cercanos (*k*-NN – *k-Nearest Neighbors*), *Naïve Bayes*, Máquina de Vectores Soporte (SMV – *Support Vector Machine*), Modelo Oculto de Markov (HMM – *Hidden Markov Model*) y Perceptrón Multicapa (MLP – *Multilayer Perceptron*) [3-5, 9]. A pesar de los buenos resultados obtenidos en la mayoría de los trabajos anteriores [3-5], la generalización de las características obtenidos de forma empírica a nuevos tipos de señales es generalmente deficiente, ya que se necesite un conocimiento previo de la aplicación para encontrar las características más eficientes.

Así, en lugar de utilizar técnicas que se basan en la extracción empírica de características, la comunidad científica está actualmente desarrollando clasificadores basados en técnicas de aprendizaje profundo (*Deep Learning*) para sistemas HAR, buscando mejores resultados y un menor coste computacional. En dicha técnica, los procedimientos de extracción de características y clasificación se suelen realizar simultáneamente, y las características se aprenden automáticamente a través de un proceso especializado de la red en lugar de ser obtenidas de forma empírica [10].

Este trabajo presenta un sistema HAR basado en una Red Neuronal Convolutiva (CNN) para clasificar seis actividades (caminar, correr, subir escaleras, bajar escaleras, estar de pie y sentarse/tumbarse), además de presentar el desarrollo de un dispositivo portátil con la implementación de dicho sistema HAR. En la siguiente Sección se presentan los últimos avances en sistemas HAR, seguidos, en la Sección 3, por el dispositivo portátil que se ha diseñado y construido. La Sección 4 describe la propuesta de la CNN y sus características, y los resultados se discuten en la Sección 5. Finalmente, concluimos este trabajo en la Sección 6.

2. Estado del Arte

Los trabajos que utilizan la técnica de aprendizaje profundo, como la CNN, aplicada a sistemas HAR con sensores portátiles se han multiplicado recientemente, siempre logrando alcanzar resultados cada vez mejores [6,11-13]. CNN es una red neuronal que utiliza la convolución en lugar de la multiplicación de la matriz general en al menos una de sus capas [14]. Además, CNN extrae las características de las señales que han mostrado los mejores resultados en la clasificación, y se ha utilizado para reconocimiento de patrones basado en imagen, voz y texto. Cuando aplicado a datos que impliquen en clasificación de series temporales, como es el caso de sistemas HAR, CNN tiene dos ventajas principales en relación a modelos

utilizados anteriormente, que son la dependencia local y la invariancia de la escala [10].

En [6], los autores propusieron una CNN para clasificar tres actividades (caminar, correr y quedarse quieto) utilizando los datos del acelerómetro de un teléfono móvil. Los autores trabajaron con los datos de aceleración de los ejes X, Y y Z transformados en datos de magnitud. En dicho estudio la CNN se ha construido con una capa convolutiva, una capa de agrupación máxima, una capa completamente conectada y una capa de *softmax*. Con dicha configuración, ellos han obtenido el 91,32% y 92,71% de precisión, respectivamente, para ventanas temporales de 10 y 20 s.

Pham et al. [11] han desarrollado un clasificador para siete actividades (correr, patear, saltar, andar en bicicleta, quedar de pie, caminar y una clase arbitraria) utilizando una CNN compuesta de dos capas de control, dos capas de agrupación máxima, dos capas completamente conectadas, una capa de abandono y una capa de *softmax*. Han utilizado 32 y 64 filtros, respectivamente, para la primera y la segunda capas convolutivas, y las dos capas totalmente conectadas tienen 500 y 100 neuronas. Utilizando aproximadamente 780 muestras para cada actividad de 10 sujetos, y aplicando validación cruzada de 10 veces, ellos han alcanzado una precisión del 93,41% y una sensibilidad (*Recall*) del 93,16%.

En [12], se han utilizado señales de los tres ejes de un acelerómetro y un giroscopio de un teléfono móvil ubicado en el bolsillo de 30 sujetos que han realizado seis actividades diferentes. Utilizando una CNN, los autores han logrado una precisión del 94,79% con datos crudos de los sensores, y del 95,75% cuando han utilizado información adicional de la FFT del conjunto de datos.

Zebin et al. [13] han propuesto una CNN para clasificar las siguientes actividades: caminar, subir escaleras, bajar escaleras, sentarse, estar de pie y acostarse. Los autores también han utilizado datos de los tres ejes de un acelerómetro y un giroscopio acoplado a la pelvis, muslo y pierna de 12 voluntarios. Han utilizado una CNN con tres capas convolutivas, y los resultados muestran una precisión del 97,01%, en contraste con los 96,40% y 91,70% obtenidos cuando han utilizado SVM y MLP, respectivamente.

3. Dispositivo Vestible

El dispositivo portátil que se ha desarrollado y utilizado en nuestras investigaciones está compuesto, básicamente, por un acelerómetro digital de 3 ejes (ADXL362), un microcontrolador de 8 bits (ATmega328P) y un módulo Bluetooth de baja energía (BLE) (HM-10). La Fig. 1a muestra el dispositivo desarrollado, donde se puede ver la tarjeta electrónica, la batería (CR2032) y la encapsulación. El usuario lleva el dispositivo en la cintura (ver Fig. 1b). La Fig. 2a muestra los ejes de movimiento relacionados al cuerpo humano, mientras que la Fig. 2b ilustra la orientación de los ejes del acelerómetro, de acuerdo con la posición del dispositivo en el cuerpo del humano.

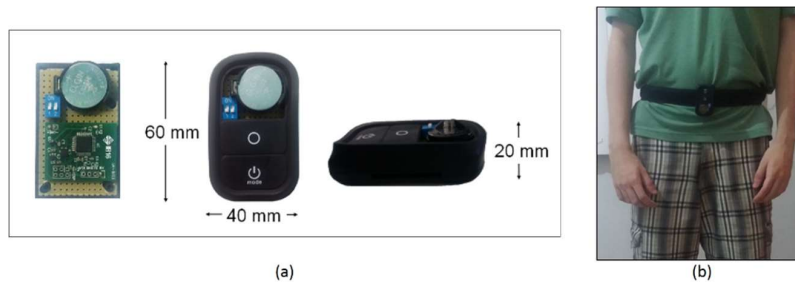


Fig. 1. a) Dispositivo vestible desarrollado. b) Usuario utilizando el dispositivo en su cintura.

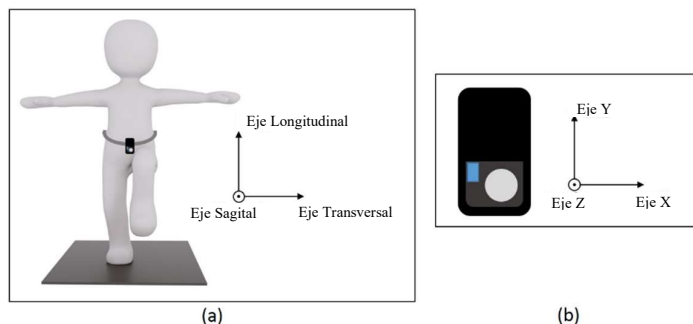


Fig. 2. a) Ejes de movimiento del cuerpo humano. b) Orientación de los ejes del acelerómetro en el dispositivo, de acuerdo con la ubicación del dispositivo en el cuerpo del usuario.

El dispositivo portátil se ha utilizado para recopilar datos de aceleración mientras los sujetos realizaban las seis actividades a continuación: caminar, correr, subir escaleras, bajar escaleras, de pie y sentado. Los datos se han utilizado para construir el modelo propuesto.

4. Sistema de Reconocimiento de Actividades Humanas (HAR)

En esta sección se describe la arquitectura básica de las CNNs, y además se presenta nuestro sistema HAR basado en CNN.

4.1. Redes Neuronales Convolucionales

Las Redes Neuronales Convolucionales (CNNs) son redes neuronales que utilizan la convolución en lugar de la multiplicación de la matriz general en al menos una de sus capas [14]. En el proceso de entrenamiento, las CNNs ajustan los coeficientes de filtro de las capas convolucionales con el fin de obtener los mejores resultados posibles, siendo que dichos filtros se aplican a los datos, obteniendo patrones locales. En las arquitecturas CNN, la extracción de características se realiza inherentemente en las capas convolucionales, y las características producidas se ingresan en las capas totalmente conectadas donde se produce la clasificación [15].

La capa convolucional se compone de varios filtros que se aplican a los datos para formar mapas de características. Dicho mapa se obtiene mediante la convolución de los datos de entrada con el filtro ajustado, y luego se aplica una función de activación de elementos no lineales en los resultados

sometidos a convolución. Las funciones de activación más utilizadas son del tipo sigmooidal, tangente hiperbólica y función de activación rectificadora lineal [15].

La agrupación (*Pooling*) es una herramienta muy importante en las CNNs, debido a que reduce el coste computacional al reducir el número de conexiones entre las capas convolucionales [15]. De acuerdo con [14], la agrupación ayuda a hacer que la representación sea invariable para pequeñas traducciones de la entrada.

Tras las capas convolucional y de agrupación máxima, la salida procesada de estas capas se ajusta para ser utilizada como entrada de la capa totalmente conectada. Finalmente, la salida de dicha capa se pasa a la capa *softmax*, la cual calcula las distribuciones de probabilidad.

4.2. Arquitectura Propuesta

En esta sección, se propone el modelo CNN que se ha utilizado en este trabajo, y que se presenta en la Fig. 3. Los datos de entrada de la red se extraen de los ejes Y y Z del acelerómetro. Se han utilizado diferentes ventanas de datos para el análisis, con tamaños de 20, 50 y 100 elementos, correspondientes a ventanas de 2, 5 y 10 s, respectivamente. Por lo tanto, la entrada de la red CNN utilizada tiene 2 canales, cada uno de los cuales formado por un vector de dimensiones 1x20, 1x50 o 1x100.

Luego, la entrada se aplica a la primera capa convolucional, y su salida, con los datos filtrados, pasa a través de la primera capa de agrupación máxima. La siguiente etapa es otro par de capas convolucionales y una capa de agrupación máxima. Ambas capas convolucionales tienen 16 filtros, de tamaño 1x8, y una unidad lineal rectificadora como función de activación, mientras que las capas de agrupación máxima tienen filtros de dimensión 1x2.

En el siguiente paso, los datos procesados se ajustan a un vector tipo fila y se aplican a la capa totalmente conectada, formada por 32 neuronas, con función de activación Sigmoide. La capa de salida tiene seis neuronas, y cada una representa una clase de actividad y una función de activación *softmax*.

El algoritmo utilizado en este trabajo se ha desarrollado en Python 3.6, utilizando las bibliotecas *NumPy*, *Keras* y *Scikit-*

Learn, dentro del entorno de desarrollo integrado *Spyder*. El modelo CNN se ha entrenado utilizando el optimizador de descenso de gradiente estocástico (función SGD de *Keras*), con una tasa de aprendizaje de 0,01, disminución de tasa de aprendizaje de 10-5, y impulso de *Nesterov* de 0,9.

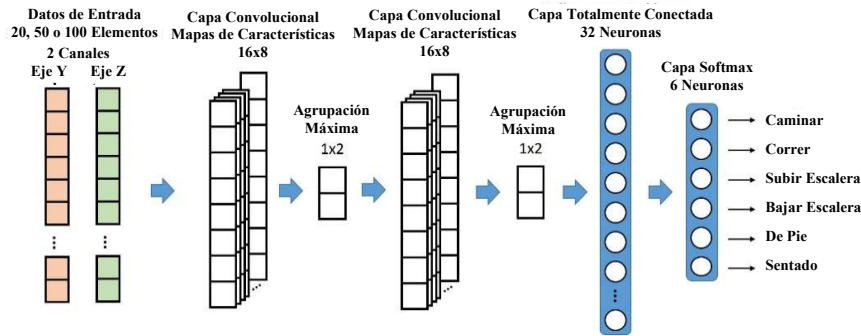


Fig. 3. Arquitectura de la CNN utilizada en este trabajo.

5. Resultados y Discusiones

Se han realizado experimentos con cinco individuos sanos (tres hombres y dos mujeres), con edad promedio de 26,25 años ($\pm 1,26$), todos del sexo masculino, y con buena capacidad física, sensorial y cognitiva. Cada sujeto ha recibido instrucciones para llevar a cabo cada una de las seis actividades durante aproximadamente un minuto. Mientras cada sujeto realizaba las actividades, los datos capturados del

acelerómetro interno al dispositivo portátil se transmitían a un teléfono móvil a través de Bluetooth (Fig. 4, paso 1) y se guardaban en un fichero (Fig. 4, paso 2). Finalmente, al concluir los experimentos, los datos de los ficheros, separados por temas y actividades, se transfirieron a un ordenador, donde se realizaba la tarea de extracción de características, las cuales se han utilizado para crear y evaluar el modelo de clasificador propuesto.

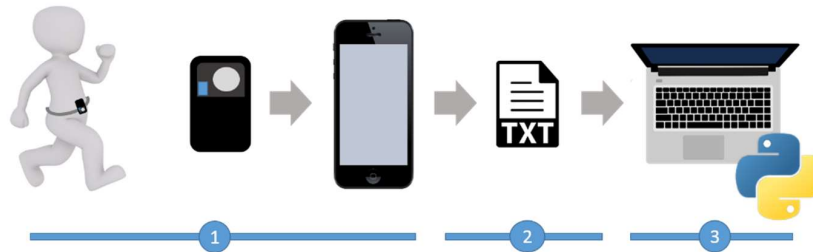


Fig. 4. Etapas de la adquisición de datos.

Debido al limitado procesamiento y recursos de memoria del microcontrolador utilizado inicialmente, ha sido necesario reducir el tamaño de los paquetes de datos. Por dicha razón, se han utilizado datos de solo dos ejes del acelerómetro (Y y Z, respectivamente, que son los ejes de movimiento longitudinal y sagital, como se muestra en la Fig. 2). La adquisición de datos desde el acelerómetro se ha realizado utilizando una frecuencia de muestreo de 100 Hz, y aplicando un submuestreo promedio entre 100 Hz a 10 Hz, lo que ha dado como resultado una señal uniforme con una muestra promediada a cada 100 ms. La Fig. 5 muestra una parte de los datos capturados de la actividad de caminar. En total, se han capturado 28.640 muestras, distribuidas por actividad, tal como se muestra en la Tabla 1.

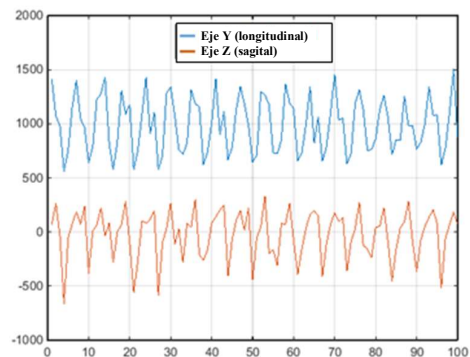


Fig. 5. Muestras de datos de aceleración durante una actividad de caminar.

Tabla 1. Número de muestras adquiridas y número de ventanas temporales utilizadas, de acuerdo al tamaño de la ventana de datos.

Actividad	Muestras	Ventana de 2 s	Ventana de 5 s	Ventana de 10 s
Caminando	5740	287	114	57
Corriendo	4180	209	83	41
Bajando escalera	5700	285	114	57
Subiendo escalera	6500	325	130	65
De pie	3460	173	69	34
Sentado	3220	161	64	32

Para el entrenamiento del clasificador, se ha utilizado la técnica de validación cruzada de *k-fold*, con cuatro particiones. El entrenamiento se ha llevado a cabo con 300 registros de datos (*epoch*), una cantidad que se ha considerado suficiente para la convergencia de la red. Se han realizado cinco rondas de entrenamiento y prueba, y se ha utilizado la exactitud promedio, la precisión y la sensibilidad como métricas. El modelo se ha evaluado con diferentes dimensiones del vector de entrada, con tamaños de 20, 50 y 100 elementos, lo que representan ventanas de dos, cinco y 10 s. La Tabla 2 muestra los resultados obtenidos.

En nuestras pruebas preliminares, se han extraído características del dominio estadístico (empíricas) de los datos del acelerómetro. En ese caso, se ha utilizado una ventana de 2 s, además de 10 funciones (cinco del eje Y y cinco del eje Z): media, mediana, desviación estándar, área de magnitud de la señal y amplitud. Se han probado diferentes clasificadores para realizar una comparación, que son MLP, k-NN, *Decision Tree* y *Naïve Bayes*. Los resultados de cada clasificador se muestran en la Tabla 2.

Podemos notar una mejora en el rendimiento de clasificación cuando se utilizan las arquitecturas basadas en CNN. Además, los resultados muestran que un marco de datos más amplio implicaba un mejor rendimiento. Un marco de entrada más grande permitió que los filtros de capa convolucional extrajeran características más representativas de los datos, contribuyendo a la precisión del clasificador.

El modelo CNN con el vector de entrada de 10 s alcanzó el mejor rendimiento. Sin embargo, esta opción no sería adecuada para sistemas que requieren una respuesta rápida. Además, una transición de actividad tardará más tiempo en ser identificada por el sistema. Para una respuesta más rápida, una ventana de 2 s sería más adecuada. Sin embargo, esta configuración no presentó un resultado satisfactorio, aunque fue mejor que las técnicas que usan características hechas a mano.

Tabla 2. Resultados de los clasificadores utilizados en este trabajo para el sistema de reconocimiento de las siguientes actividades humanas: caminar, correr, subir escaleras, bajar escaleras, estar de pie y sentado.

Clasificador	Exactitud	Precisión	Sensibilidad
MLP	85,47%	88,86%	88,15%
<i>Decision Tree</i>	82,05%	84,31%	81,54%
k-NN	88,62%	91,32%	90,26%
<i>Naïve Bayes</i>	83,94%	86,57%	86,39%
CNN con ventana de 2 s	89,22%	91,29%	90,83%
CNN con ventana de 5 s	91,78%	93,88%	93,07%
CNN con ventana de 10 s	94,89%	95,78%	95,52%

6. Conclusiones

Este trabajo ha presentado el desarrollo de un sistema HAR basado en CNN para reconocer seis actividades de la vida diaria: caminar, correr, subir escaleras, bajar escaleras, estar de pie y sentado. Los resultados obtenidos demuestran que los modelos basados en CNN realmente alcanzan excelentes resultados (precisión promedio del 94,89% y precisión máxima del 95,78%), lo que es comparable a varios de los trabajos del estado del arte (e incluso mejores cuando comparado con aquellos que han utilizado técnicas empíricas de extracción de características). Dicho resultado demuestra la eficiencia de las redes neuronales convolucionales en la extracción de las características más representativas de los datos de un sistema para reconocimiento de la actividad humana.

Además, este estudio ha analizado la precisión del clasificador CNN, de acuerdo con la dimensión del vector de entrada, y se ha verificado que la configuración que utiliza datos de entrada con una dimensión más alta presenta mejores resultados.

Como trabajo futuro, se va a desarrollar un nuevo dispositivo portátil para posibilitar la integración del algoritmo de clasificación CNN, con el fin de ejecutar el sistema HAR y reconocer, tiempo real, las actividades propuestas (caminar, correr, subir escaleras, bajar escaleras, estar de pie y sentado) de personas mayores y con discapacidad que viven solas en sus residencias.

7. Agradecimientos

Los autores agradecen a FAPES/Brasil (218/2017) por la financiación a esta investigación.

8. Referencias

- [1] S. Majumder, T. Mondal and M. Deen, M., "Wearable sensors for remote health monitoring", *Sensors*, Vol. 17, N° 1, pp. 1-45, 2017.
- [2] S. Mukhopadhyay, "Wearable sensors for human activity monitoring: a review", *IEEE Sensors*, Vol. 15, N° 3, pp. 1321-1330, 2015.
- [3] F. Attal, S. Mohammed, M. Dedabrishvili, F. Chamroukhi, L. Oukhellou and Y. Amirat, "Physical human activity recognition using wearable sensors", *Sensors*, Vol. 15, N° 12, pp. 31314-31338, 2015.
- [4] L. Gao, A. Bourke and J. Nelson, "Evaluation of accelerometer based multi-sensor versus single-sensor activity recognition systems", *Medical Engineering & Physics*, Vol. 36, N° 6, pp. 779-785, 2014.
- [5] O. Lara and M. Labrador, "A survey on human activity recognition using wearable sensors", *IEEE Communications Surveys & Tutorials*, Vol. 15, N° 3, pp. 1192-1209, 2013.
- [6] S. Lee, S. Yoon and H. Cho, "Human activity recognition from accelerometer data using convolutional neural network", *IEEE International Conference on Big Data and Smart Computing*, pp. 131-134. Jeju, 2017.
- [7] M. Cornacchia, K. Ozcan, Y. Zheng and S. Velipasalar, "A survey on activity detection and classification using wearable sensors", *IEEE Sensors*, Vol. 17, N° 2, pp. 386-403, 2017.
- [8] S. Ha, J. Yun and S. Chon, "Multi-modal convolutional neural networks for activity recognition", *IEEE International Conference on Systems, Man and Cybernetics*, pp. 3017-3022, Kowloon, 2015.
- [9] A. Avci, S. Bosch, M. Marin-Perianu, R. Marin-Perianu and P. Having, "Activity recognition using inertial sensing for healthcare, wellbeing and sports applications: a survey", "23rd international conference on architecture of computing systems", pp. 1-10, Hannover, 2010.
- [10] J. Wang, Y. Chen, S. Hao, X. Peng and L. Hu, "Deep learning for sensor-based activity recognition: a survey", *Pattern Recognition Letters*, pp. 1-9, 2018.
- [11] C. Pham, N. Diep and T. Phuong, "e-Shoes: smart shoes for unobtrusive human activity recognition", *9th International Conference on Knowledge and Systems Engineering*, pp. 269-274, Hue, 2017.
- [12] C. Ronao and S. Cho, "Human activity recognition with smartphone sensors using deep learning neural networks", *Expert Systems with Applications*, Vol. 59, pp. 235-244, 2016.
- [13] T. Zebin, P. Scully and K. Ozanyan, "Human activity recognition with inertial sensors using a deep learning approach", *IEEE Sensors Conference*, pp. 1-3, Orlando, 2016.
- [14] I. Goodfellow, Y. Benfio and A. Courville, *Deep Learning*, MIT Press, Cambridge, 2016.
- [15] A. Ignatov, "Real-time human activity recognition from accelerometer data using convolutional neural networks", *Applied Soft Computing*, Vol. 62, pp. 915-922, 2018.

Remote Monitoring of Patients with Respiratory Diseases: Towards a Portable Device

Rafael C. Barros^{1a}, Yves L. Coelho^a, Alan Floriano^a, Teodiano Bastos^a, Francisco S. Santos^b

^a Postgraduate Program in Electrical Engineering, Federal University of Espirito Santo

^b Department of Computing and Eletronics, Federal University of Espirito Santo
29075-910, Vitoria, Brazil

Abstract

Chronic Respiratory Diseases (CRD) comprises of a wide range of medical conditions, which are a serious health problem, mainly in low and middle-income countries, where, unfortunately, many patients inadequately manage these diseases. Self-management behavior together with spirometry analysis can be useful to help patients appropriately manage their disease. With the advancement of the technology, some portable spirometers have been developed to remote communicate through wireless connections. As those devices are not affordable for the general public, CRD are often diagnosed and treated based on medical history and physical analysis, which may result in inappropriate treatment or diagnosis. To meet the need of a quantifiable diagnosis, this paper proposes a novel solution to remotely monitor pulmonary functions in patients with CRD, providing clinical benefits in terms of adherence and follow-up treatments, diagnostic consistency, and increased quality of life of patients. For system evaluation, the pulmonary function test was performed using the proposed device and the results are presented on the Progressive Web Application.

Keywords: spirometry, primary care, respiratory diseases, portable spirometer, progressive web app

1. Introduction

Chronic Respiratory Diseases (CRD) covers a wide range of serious disorders, among which are asthma, Chronic Obstructive Pulmonary Disease (COPD), occupational lung diseases, sleep apnea syndrome and pulmonary hypertension [1]. These conditions constitute a serious health problem, especially in low and middle-income countries. COPD accounts for approximately 6% of global mortality, responsible for over 3 million annual deaths. Over 235 million people suffer from asthma alone [2].

Respiratory symptoms are among the main causes of consultation in primary health care centers. A research conducted in nine countries, from 76 health care facilities, involving 29,399 patients, showed that the portion of the population aged over 5 years old with respiratory disorders, ranged from 8.4% to 37.0% [1]. Unfortunately, many patients received inadequately treatments. These individuals can benefit from self-management behaviors, which includes daily activities to keep their condition under control, in order to decrease the symptoms and the physical health impact [3].

Self-management behavior can be useful in detecting and preventing CRD exacerbation [4]. A study conducted by NAEPP [5] showed that for years, physicians relied on physical analysis and symptoms history to make predictions about the patients' airway obstruction degree. In this scenario, spirometry is used to benefit the self-management process, allowing the patients to appropriately manage their disease [6]. Analyzes are performed as the air enters and leaves the lungs through slow breathing or during forced expiratory maneuvers. Therefore, spirometry along with primary care is used as a diagnostic and therapeutic tool [6 – 8].

Recently, with the development of wireless communication and smart electronic devices, some portable spirometers have been developed to include functions of data processing, graphic display as well as wireless communication [9 – 11]. However, they are generally expensive, and can cost over \$1000. Therefore, access for health professionals to lightweight, portable and low cost spirometers has been proposed as an important tool in the early diagnosis of CRD patients [12], even though this tool remains largely inaccessible in primary care [13 – 15]. Consequently, CRD are often diagnosed and treated based on medical history and physical analysis [16]. This practice can cause misdiagnosis and inappropriate treatment [17, 18].

1 rafaelcarmodebarros@gmail.com, (+55) 27 4009 2631

Given the need to meet the demand on the healthcare facilities, this paper presents the development of a solution to remotely monitor pulmonary functions in patients with CRD. Besides the real time data acquisition/processing system, the solution also includes a wireless communication as well as graphical user interface.

2. Materials and Methods

According to [19], spirometry is the term given to basic pulmonary function tests that measure characteristics of inspired and expired air. There are three basics related measures: volume, time and flow. The developed device processes these values in order to calculate the Forced Vital Capacity (FVC), Forced Expiratory Volume in one second (FEV₁), Forced Expiratory Flow (FEF), and Peak Expiratory Flow (PEF) [20]. Thenceforth, the processed data is transmitted remotely to a mobile application. The procedure used to develop this work was divided into sequential stages: development of the device prototype; development of the application; online evaluation performance.

2.1. Designed Device

The device performs data acquisition, signal processing, and transmission. Data acquisition is directly related to the sensor applied, which is the mass air flow sensor PM4009V [21]. Its development aims to suit portable medical devices. The sensor response is fast and accurate, allowing the precise amount of gas to be delivered in a pulse mode. The flow direction (forward or backward) can be customized to work along with an existing system layout. The thermal flow matrix of the sensor uses a pair of thermopiles to detect temperature gradient changes caused by an airflow, providing an excellent signal-to-noise ratio. The “solid state” thermal insulation structure in the sensor array eliminates the need for a surface cavity, making the sensor resistant to clogging and pressure shocks [21]. The sensor’s design flexes its configuration inside an enclosure unit, as shown in Figure 1.a. As for pre-processing, it includes the sensor’s analogue output conversion to convert voltage to flow rate, following the Equation’s 1 parameters,

$$\partial = \left[\frac{V_{out} - 1V}{4V} \right] * \partial_{max}, \quad (1)$$

where, ∂ is the flow rate, V_{out} is the sensor’s output voltage, V is the voltage unit, and ∂_{max} is the maximum flow rate (900 SLM, Standard Liter per Minute). The analog-to-digital (ADC) conversion is performed by the ESP32 module [22]. The design is tailored for Internet-of-Things (IoT) applications, with around 20 external components, highlighting the 12-bit ADC supporting measurements on 18 channels, and the external 40 MHz crystal oscillator for Wi-Fi/BLE (Bluetooth Low Energy) functionality [22]. Figure 1.b shows the implemented circuit diagram.

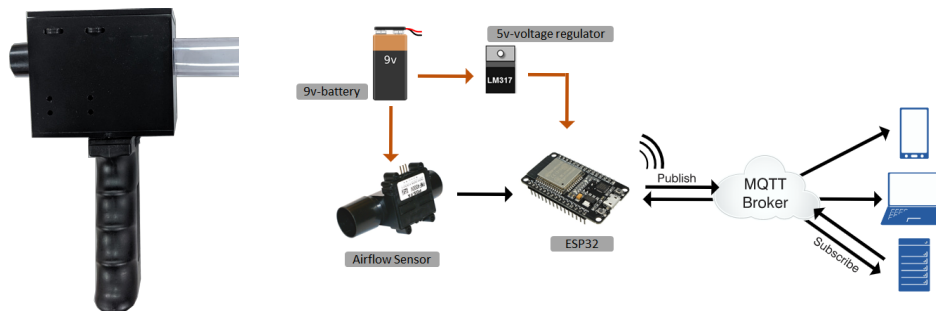


Figure 1.a. Sensor's enclosure unit; b. Implemented circuit diagram.

2.2. Application

The application was developed as a Progressive Web App (PWA), allowing it to run on platforms such as smartphones, tablets, computers, or other types of electronic devices. PWA features progressive enhancement, connectivity support (low or no network), background processing capabilities, push notification, and security. Similarly to other web applications, PWA is served from a remote server via HTTPS and can be accessed as a standard web application when offline. On the other hand, distinguishing itself from the standard web application, PWA allows its installation as a native application, which is attributed to Internet resources and services, including data synchronization with an online server, offline support via a dedicated management of caching, access to hardware resources, among others [23]. For the application rendering, HTML5 and CSS3

was used, the first one to organize the content, and the second one for the user interface development. The logical performance was implemented in JavaScript, and Node JS was used as a standalone application to perform the server functions. Figure 2 shows the developed application.

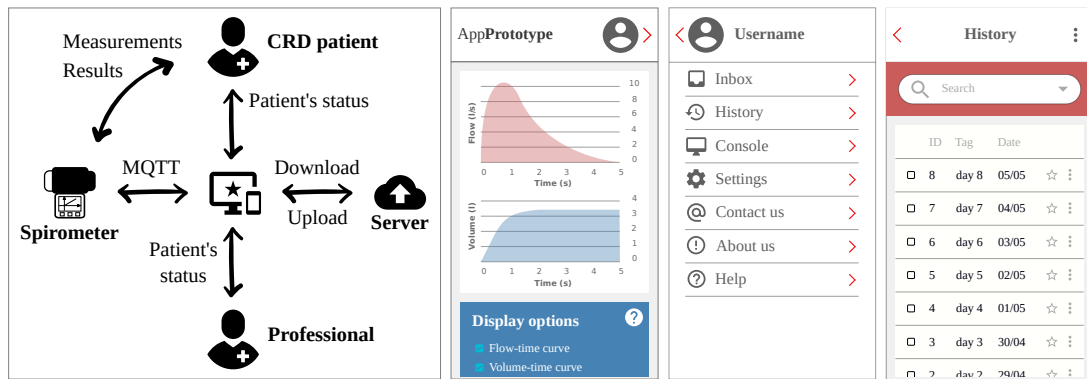


Figure 2. Proposed system and application for remote monitoring of CRD patients.

2.3. Online Evaluation

There are three distinct phases to the forced expiratory maneuver, as follows: 1) maximal inspiration; 2) a “blast” of exhalation; and 3) continued complete exhalation to the end of test [24]. At first, the occlusion of the subject’s nares was performed by a nose clip. The breathing tube was inserted into the subject’s mouth with his lips sealed around the mouthpiece and the tongue was not blocking the airflow. Then he took a full inhalation before beginning the maneuver. Thenceforth, he started the application before initializing the forced expiratory maneuver with minimal hesitation. The subject “blasted” the air from his lungs, and then he was encouraged to complete the expiration.

3. Results and Discussion

Figures 3.a and 3.b shows flow and volume curves (both as function of time), respectively. The acquisition of the first curve starts from obtaining the voltage value from the PMF4009V sensor’s analog output. Equation 1 is then used to convert the voltage values to air flow. Thus, by integrating the flow it becomes possible to find the volume. It is noticed that the flow and volume behave as expected. Considering that the experiment is based on a forced expiratory maneuver it is possible to conclude that the lungs are emptied in the first seconds. Table 1 shows the obtained values.

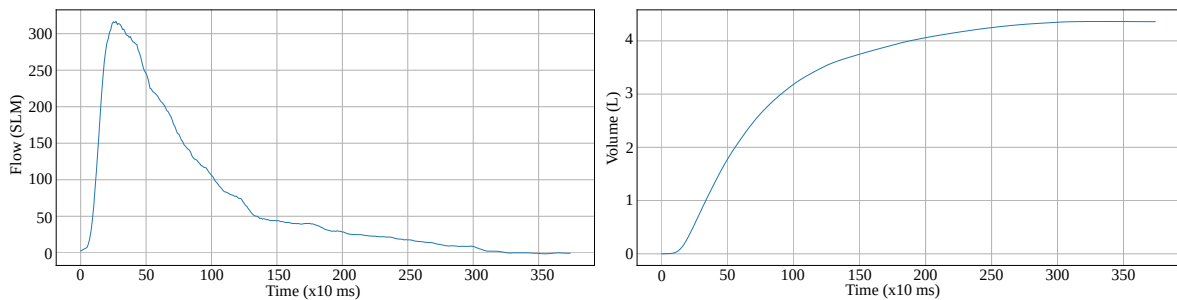


Figure 3.a. Flow curve as function of time; b. Volume curve as function of time.

Table 1. Comparison between the obtained parameters and the expected normal parameters.

Parameter	Obtained values
Forced Vital Capacity (FVC)	4.36 SLM
Forced Expiratory Volume in one second (FEV ₁)	3.19 SLM
Peak Expiratory Flow (PEF)	316.71 SLM

4. Conclusions and Future Works

Spirometry is an useful measure for detecting early changes in CRD, providing physiological confirmation for diagnosis. When performed correctly, it can be used to assess disease progression and therapy response. With the development of portable meters, which is the proposal of this work, it can be performed anywhere and by

any trained personnel. Primary care deficiency influences the early detection of CRD, in other words, many diagnosed patients are already at the advanced stages, consequently reducing the chances of reversibility or alleviating disease damage. It is important to highlight the need for a validation of the desired solution. Starting from this premise, an evaluation approach is being implemented. Thus, the spirometer will be calibrated (ISO 5167-5) using a differential pressure based flow meter as reference. Each volunteer will have access to a spirometer and the monitoring platform for their daily measurements and follow up consultations. The responsible monitoring team will monitor the disease progression of the subjects and the spirometer usage pattern. Therefore, it will be possible to investigate the individual respiratory condition in each user. The proposed model will also contribute to the pattern identification of the volume and flow variation, in the moment that precedes the exacerbation. This information can assist clinical diagnosis, in order to prevent or mitigate emergency interurrences, thus, slowing down the progressive advancement of CRD. In this context, it can also improve quality of life and social reintegration of individuals affected by respiratory pathologies.

References

- [1] Bousquet, J. and Khaltaev, N. (2007). Global surveillance, prevention and control of Chronic Respiratory Diseases: A comprehensive approach. *World Health Organization*.
- [2] WHO (2018). Chronic respiratory diseases. URL <https://www.who.int/respiratory/en/>.
- [3] Mammen, J. and Rhee, H. (2012). Adolescent Asthma Self-Management: A Concept Analysis and Operational Definition. *Pediatric Allergy, Immunology, and Pulmonology*.
- [4] Stoloff, S.W. and Janson, S. (1997). Providing asthma education in primary care practice. *Am Fam Physician*.
- [5] NAEPP (2002). Expert Panel Report Guidelines for the Diagnosis and Management of Asthma. *National Asthma Education and Prevention Program*.
- [6] Walker, P.P., Mitchell, P., and Diamantea, F. (2006). Effect of primary-care spirometry on the diagnosis and management of COPD. *European Respiratory Journal*.
- [7] Pereira, C. A. C. (2002). Espirometria. *Jornal Brasileiro de Pneumologia*.
- [8] Poels, P., Tjard, S., and van Weel, C. (2006). Spirometry in chronic obstructive pulmonary disease. *BMJ*.
- [9] MIR Spirobank II Smart. Available online: <http://www.pandamed.co.uk/product/mir-spirobank-ii-smart/>.
- [10] GoSpiro ® Home Spirometer. Available online: <https://www.medgadget.com/2017/04/gospiro-home-wireless-spirometer-cleared-fda.html>.
- [11] The SDI Diagnostics Astra 100 Hand-Held Spirometer. Available online: <https://www.cmecorp.com/sdi-diagnostics-astra-200-multi-functional-spirometer-w-5-keys-hand-held.html>.
- [12] Ferguson, G.T., Enright, P.L., and Buist, A.S. (2003). Office Spirometry for Lung Health Assessment in Adults.
- [13] Hueto, J., Cebollero, P., and Pasca, I. (2006). Spirometry in Primary Care in Navarre, Spain. *Arch Bronconeumol*.
- [14] Poels, P., Schermer, T., and Van Weel, C. (2005). Underuse of spirometry in the diagnosis of COPD. *Monaldi Archives for Chest Disease*.
- [15] Caramori, G., Bettoncelli, G., and Tosatto, R. (2016). Underuse of spirometry by general practitioners for the diagnosis of COPD in Italy. *Monaldi Archives for Chest Disease*.
- [16] Gershon, A.S., Victor, J.C., and Guan, J. (2011). Pulmonary Function Testing in the Diagnosis of Asthma.
- [17] Aaron, S.D., Vandemheen, K.L., and Boulet, L.P. (2008). Overdiagnosis of asthma in obese and nonobese adults. *Canadian Medical Association Journal*.
- [18] Luks, V.P., Vandemheen, K.L., and Aaron, S.D. (2010). Confirmation of asthma in an era of overdiagnosis. *European Respiratory Journal*.
- [19] Moore, V.C. (2012). Spirometry: Step by step. *Breathe*.
- [20] Miller, M.R., Hankinson, J., and Brusasco, V. (2005). Standardisation of spirometry. *European Respiratory Journal*.
- [21] POSIFA (2019). PMF5000 Series, Mass Air Flow Sensor for Medical Devices. *POSIFA Tec*.
- [22] Espressif Systems (2019). ESP32 Series Datasheet V3.0.
- [23] Malavolta, I. (2016). Beyond native apps: web technologies to the rescue! (keynote).
- [24] Miller, M. R., Hankinson, J., Brusasco, V., et al. (2005). Standardization of spirometry. *European Respiratory Journal*.

Estrategia de Telerehabilitación implementada con usuarios y familias en institutos Teletón de Chile entre 2017-2019

Margarita Reveco Martínez¹, Rodrigo Cubillos Bravo², Stephanie Morales Madariaga³.

1. Coordinadora de Telerehabilitación (R) , Instituto Teletón Santiago, Chile, margarita.reveco@teleton.cl
2. Jefe Unidad de Tecnología Asistiva, Instituto Teletón Santiago, Chile, rcubillos@teleton.cl
3. Coordinadora de Telerehabilitación, Instituto Teletón Santiago, Chile, smorales@teleton.cl

Resumen

Introducción: La Telerehabilitación es un servicio complementario a las sesiones presenciales de rehabilitación, mediante el uso de herramientas tecnológicas para el trabajo terapéutico a distancia. “Teletón en tu casa”, es un programa implementado en todos los institutos Teletón para cubrir las necesidades de cobertura y acceso de los usuarios. **Objetivo:** Complementar los procesos terapéuticos de rehabilitación realizados en los institutos Teletón, mediante la participación activa de usuarios y sus familias a través de un servicio tecnológico a distancia. **Metodología:** “Teletón en tu Casa” es una aplicación con actividades terapéuticas, validadas y planificadas por profesionales de la institución, dirigido a usuarios con retraso del desarrollo psicomotor, enfermedades neuromusculares, parálisis cerebral y dificultades respiratorias. Los participantes reciben una tablet para uso en el hogar durante 6 semanas. **Implementación:** Este programa surge en el año 2014 tras el terremoto en la zona norte del país, posteriormente se amplió su uso a los 14 institutos del país. Al 2018, se cuenta con 320 tablets en funcionamiento, permitiendo que 1155 usuarios utilicen el servicio, ejecutando 38715 actividades terapéuticas. **Conclusión:** “Teletón en tu Casa” ha permitido ampliar la cobertura asistencial y mejorar la accesibilidad de los usuarios y familias, dando mayor continuidad al proceso de rehabilitación.

Palabras clave: telerehabilitación, accesibilidad, cobertura



Kinemotion



¿Que es?

Kinemotion es una Plataforma Interactiva para la Rehabilitación de pacientes a través de videojuegos, por medio de un sensor que ayuda a motivar las terapias y registrar el seguimiento del paciente.

¿Como?

Aumentando la funcionalidad de miembros superiores e inferiores a través de la mejora del equilibrio, reacciones posturales, la marcha y coordinación.



Beneficios

- Excelencia en calidad del servicio.
- Mayor en la adherencia al tratamiento.
- Motivación en las terapias.
- Disminución de tiempos.
- Tratamiento personalizado a cada usuario.
- Seguimiento individualizado de avances.
- Herramienta de evaluación.

¿Para Quién?

Para personas con:
Daño neurológico, vestibular, para adultos mayores y niños, etc. Por ejemplo secuelas de Accidentes, A.Cerebrovascular, Parkinson, Alzheimer, Esclerosis múltiple, Enfermedades Neuromusculares, etc.

 9 8816 2892

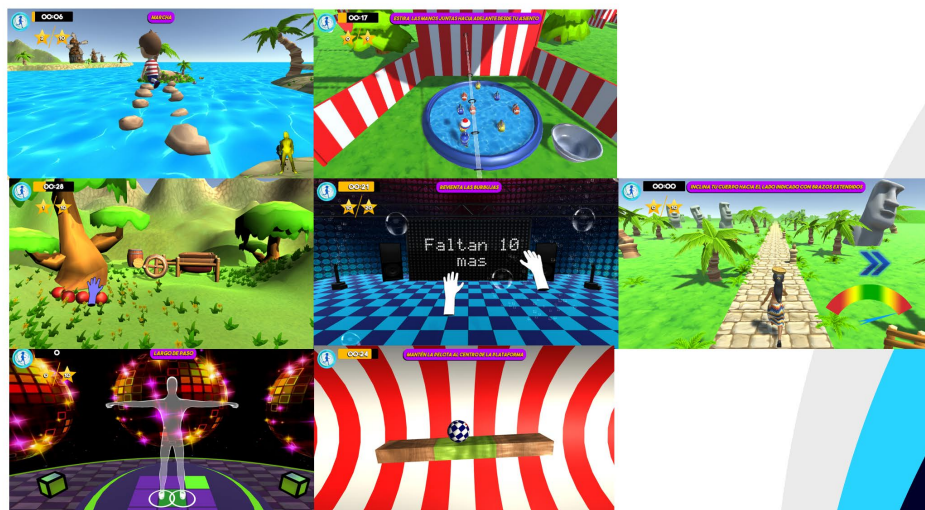
www.kinemotion.cl

contacto@kinemotion.cl



Kinemotion

Kinemotion es una Plataforma Interactiva para la Rehabilitación de pacientes a través de videojuegos por medio de un sensor que permite la ejecución y seguimiento de las terapias Kinesiológicas de una manera lúdica y estimulante. Cada videojuego cumple un objetivo de tratamiento y, además, permite el registro de datos y logros alcanzados durante el tratamiento, de manera que la plataforma permite realizar un seguimiento objetivo sobre el avance de las personas. Las investigaciones sobre la incorporación de la realidad virtual semi-inmersiva, como Kinemotion, para la rehabilitación han mostrado resultados alentadores y que avalan la efectividad de su uso. Estudios recientes han enfatizado su efectividad en personas con daño neurológico, como secuelas de accidente cerebrovascular (ACV), y en adultos mayores, demostrando que mejora la función motora global, el equilibrio, la marcha, la velocidad de la marcha, la función motora de los miembros superiores e inferiores, la función cognitiva y la calidad de vida (Corbetta et. al, 2015; Pope et. al, 2017; Popovilc et. al, 2014; Skjaeret et. al, 2016; Van den Berg, et. al, 2016; Zen et. al, 2017). Además, investigaciones orientadas a la percepción de las personas que experimentan terapias con feedback visual y auditivo, han demostrado que éstas mejoran la motivación de los usuarios (Jaume-i-Capó et. al, 2013; Flores et. al, 2008), ya que aumenta su atención al poseer elementos complementarios, tales como la actividad cognitiva con un componente lúdico asociado. De esta manera cambia el enfoque de actividades terapéuticas a recreativas.





Kinemotion



 9 8816 2892

contacto@kinemotion.cl



4.

AVANCES EN SISTEMAS NEUROPROTÉSICOS Y DE ESTIMULACIÓN ELÉCTRICA FUNCIONAL

Modificación del reflejo muscular de la raíz posterior debido a cambios en el porcentaje de peso corporal en sujetos voluntarios sanos.

Álvaro Megía^a, Antonio J. del Ama^a, Julio Gómez-Soriano^b, Natalia Comino^c, Ángel Gil-Agudo^d, Diego Serrano-Muñoz^b, Juan Avendaño-Coy^b, Julian Taylor^e, Juan C. Moreno^c

^a Unidad de Biomecánica y Ayudas Técnicas, Hospital Nacional de Paraplégicos, Finca La Peraleda S/N, Toledo, España; ^b Facultad de Fisioterapia y Enfermería, Universidad de Castilla-La Mancha, Avenida Carlos III S/N, Toledo, España; ^c Grupo de Neuro-rehabilitación, Instituto Cajal, CSIC, Avenida Doctor Arce 37, Madrid, España; ^d Servicio de Rehabilitación, Hospital Nacional de Paraplégicos, Finca La Peraleda S/N, Toledo, España; ^e Grupo de Función Sensoriomotora, Hospital Nacional de Paraplégicos, Finca La Peraleda S/N, Toledo, España.

Resumen

La aplicación transcutánea de corriente eléctrica (tSCS), de forma similar a la estimulación epidural, permite evocar patrones de activación muscular correspondientes a los niveles espinales estimulados. La estimulación espinal fásica mediante pulsos aislados evoca una respuesta refleja similar al reflejo de Hoffman (reflejo H), definida como reflejo muscular de la raíz posterior (PRM). Así, el presente trabajo pretende estudiar la modulación en el PRM en sujetos sanos tras la modificación de la postura y la descarga del peso corporal. Para ello, se aplicaron pulsos aislados de una corriente monofásica rectangular con un ancho de pulso de 1ms a través de un electrodo adhesivo situado a nivel vertebral de T11-T12. Se registraron las respuestas electromiográficas en el tibial anterior (TA) y el recto femoral del cuádriceps (RF) de la pierna dominante de 6 sujetos sanos en la posición de decúbito supino y bipedestación con una descarga de 0, 50 y 100% del peso corporal. Así, en el reflejo TA se encontraron diferencias estadísticamente significativas ($p < 0.05$) entre las condiciones decúbito supino (DS)-50%, 0%-50%, 50%-100%. En el reflejo RF se encontraron diferencias estadísticamente significativas ($p < 0.05$) en la media de la intensidad umbral entre las condiciones 0% y 50% de los sujetos. Los datos obtenidos muestran una modificación en el umbral del reflejo TA y RF en relación con la posición del sujeto y la descarga del peso corporal.

Palabras clave: estimulación espinal no invasiva, estimulación eléctrica, reflejo muscular de la raíz posterior, neuromodulación.

1. Introducción

En los últimos años, varios estudios han demostrado la posibilidad de estimular de manera selectiva la médula espinal mediante corriente eléctrica aplicada a través de electrodos adhesivos situados sobre la piel^{1,2,3}. De forma similar a la estimulación epidural, la aplicación transcutánea de corriente eléctrica (tSCS) permite evocar patrones de activación muscular correspondientes a los niveles espinales estimulados^{2,3}. Diferentes estudios han observado que la respuesta obtenida es producto de la estimulación directa de neuronas aferentes (Ia, Ib, II), pertenecientes a las raíces posteriores en su entrada en la médula^{1,3-6}, evocando una respuesta refleja similar al reflejo de Hoffman (reflejo H), definida como reflejo de la raíz posterior (PRM).

Hasta la fecha, se ha estudiado la modificación del reflejo en función de la postura corporal⁷, la actividad muscular voluntaria^{1,8} y su interacción con los potenciales evocados motores^{9,10} y con el reflejo H^{11,12}. Además, la estimulación eléctrica aplicada de manera tónica ha mostrado potencial terapéutico para aumentar la respuesta voluntaria de los miembros inferiores¹³⁻¹⁸, reducir la espasticidad¹⁹ y mejorar la función de la marcha en sujetos con lesión medular incompleta^{14,18,20,21}.

Sin embargo, hasta la fecha no se han estudiado los cambios debidos a la variación en el porcentaje de carga corporal en bipedestación. Esta información presenta gran interés debido a que en el ámbito clínico se pretende combinar la estimulación eléctrica con el entrenamiento asistido de la marcha con suspensión parcial del peso corporal. Así, el presente estudio tiene como objetivo estudiar la modulación que sufre el umbral del PRM en sujetos sanos del decúbito a la bipedestación así como la modificación en función del porcentaje de descarga generado.

2. Metodología

Se evocaron reflejos musculares de la raíz posterior en 6 sujetos voluntarios sanos. Para ello, se aplicaron pulsos aislados de 1ms de una corriente rectangular monofásica a través de un electrodo adhesivo de 5x9 cm situado en la línea media de la columna a nivel vertebral de T11-T12. Para cerrar el circuito se colocaron dos electrodos del mismo tamaño a ambos lados del ombligo.

Se registró la actividad electromiográfica (EMG) del recto femoral del cuádriceps (RF) y del tibial anterior (TA) de la pierna dominante a través de electrodos de superficie siguiendo los criterios de la SENIAM (Surface ElectroMyoGraphy for the Non-invasive Assessment of Muscles). La evaluación del reflejo de la raíz posterior (PRM) se realizó en 4 condiciones diferentes: en decúbito supino y en bipedestación con descarga del 0%, 50% y del 100% del peso corporal. Dicha descarga de peso se realizó mediante un sistema de suspensión anclado en el techo. El porcentaje descargado se controló mediante una báscula. Para evocar el reflejo en cada una de las condiciones se llevó a cabo un mismo protocolo. En todas ellas, el sujeto se encontraba relajado, sin realizar contracción voluntaria de algún tipo. Así, se subió la intensidad de la corriente con incrementos de 5 mA hasta evocar el reflejo. El umbral del reflejo fue definido como la intensidad mínima necesaria para evocar 5 de 10 respuestas electromiográficas con una amplitud $\geq 100\mu\text{V}$. Dicha amplitud de respuesta ha sido utilizada por diferentes autores previamente^{8,9} para definir el umbral del PRM.

Para el análisis estadístico se empleó el software SPSS Statistics 17.0 compatible con Windows 7. Debido al tamaño de la muestra ($n=6$) se realizaron pruebas no paramétricas con el test de Friedman y post-hoc Wilcoxon con corrección de Bonferroni para determinar si existían diferencias estadísticamente significativas entre el umbral de intensidad y la posición de los sujetos.

3. Resultados

Las medias del umbral del reflejo TA en los sujetos fue de $65,33 \text{ mA} \pm 6,683$ (media \pm desviación estándar) en DS; $65,67 \text{ mA} \pm 7,967$ en 0%; $77,17 \text{ mA} \pm 9,453$ en 50%; y $69,00 \text{ mA} \pm 6,957$ en 100% (Fig.1a.). Así, se encuentran diferencias estadísticamente significativas ($p < 0.05$) en el umbral del PRM del TA entre las condiciones DS-50%, 0%-50%, 50%-100%.

En el PRM del RF las medias del umbral fueron $63,17 \text{ mA} \pm 18,702$ (media \pm desviación estándar) en DS; $63,83 \text{ mA} \pm 16,582$ en 0%; $68,17 \text{ mA} \pm 15,993$ en 50%; y $64,17 \text{ mA} \pm 15,092$ en 100% (Fig.1a.). En el reflejo del RF el test Wilcoxon solo mostró diferencias estadísticamente significativas ($p < 0.05$) entre las condiciones bipedestación al 0% y 50% de suspensión del peso corporal.

Al comparar ambos músculos TA y RF, las medias del umbral I del TA fueron superiores en todas las condiciones (DS, 0%, 50% y 100%) a las del reflejo RF. Así, para evocar el PRM del RF se necesitaron intensidades de corriente más bajas que para el TA. Representado en figura 1a.

4. Discusión

Los resultados obtenidos demostraron que las modificaciones en la posición corporal pueden generar cambios en la respuesta del PRM. La posición del decúbito supino, tanto en el TA como en el RF, necesitó una intensidad de corriente menor para evocar el PRM que en el resto de condiciones. La modificación del umbral puede deberse a principios biofísicos de conducción de la corriente eléctrica y a modificaciones en la excitabilidad del sistema nervioso central. Entre estos, la alineación de la columna vertebral y la presión que

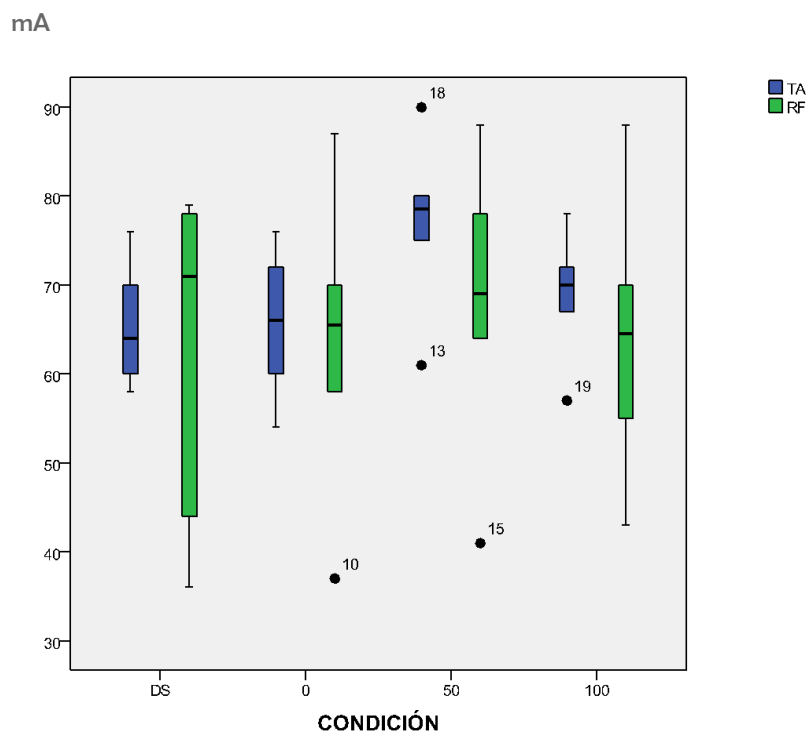
experimenta el electrodo espinal pueden justificar estos cambios. En relación a esto último, la presión que presenta el electrodo en el decúbito supino puede mejorar la transmisión de la corriente lo que justificaría que la intensidad de estimulación fuese menor. Por otro lado, se ha observado que los cambios en el porcentaje de carga del peso corporal en bipedestación también modifican la intensidad umbral. Esto puede justificarse por la modificación de las aferencias propioceptivas sufridas durante la reducción el peso corporal.

5. Conclusión

La aplicación tSCS permite evocar respuestas reflejas en las posiciones de decúbito supino y bipedestación con diferentes porcentajes de carga del peso corporal. La aplicación de tSCS ha mostrado modificaciones en la respuesta del PRM en función de la posición del sujeto y el porcentaje de descarga en bipedestación. La información obtenida en este estudio, resulta de gran interés, ya que permitirá estimar la cantidad de corriente necesaria para conseguir estimular la red neuronal permitiendo optimizar los parámetros de estimulación del tratamiento en el desarrollo de nuevos estudios. Sin embargo, serían necesarios nuevos estudios con mayor tamaño muestral para poder caracterizar las modificaciones en las respuestas evocadas.

6. Figuras y Tablas

(a)



b)

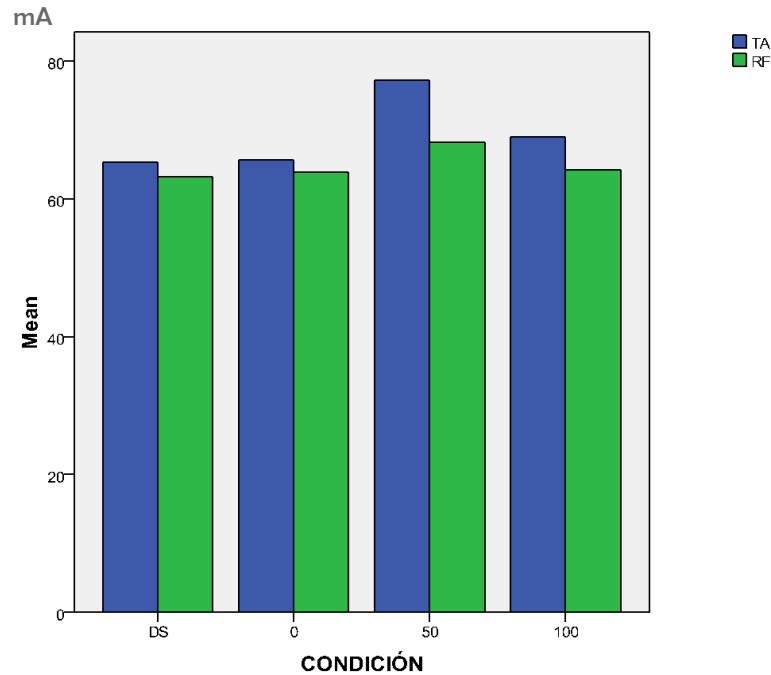


Figura 1. Medias de los umbrales de PRM en TA y RF entre las condiciones DS, bipedestación con descarga de peso del 0%, 50% y 100%.

- (a) Diagrama de cajas y bigotes donde se muestra la dispersión de los datos, medias y valores máximos y mínimos de los umbrales del PRM.
- (b) Gráfico de barras de representación de las medias de los umbrales del PRM. El eje x de ambas figuras representa cada una de 4 condiciones exploradas y el eje y representa el umbral de activación del PRM medido en miliamperios (mA).

7. Agradecimientos. Este estudio ha sido financiado por el proyecto EXPLORA CIENCIA y TECNOLOGÍA 2017 “Rehabilitación motora de la lesión medular mediante aplicación combinada de exoesqueleto robótico, estimulación medular y modulación cortical (RECODE)”, del Programa Estatal de Fomento de la Investigación Científica y Técnica de Excelencia con referencia DPI2017-91117-EXP.

8. Referencias

1. Minassian K, Persy I, Rattay F, Dimitrijevic MR, Hofer C, Kern H. Posterior root–muscle reflexes elicited by transcutaneous stimulation of the human lumbosacral cord. *Muscle & Nerve: Official Journal of the American Association of Electrodiagnostic Medicine*. 2007;35(3):327-36.
2. Krenn M, Toth A, Danner S, Hofstoetter U, Minassian K, Mayr W. Selectivity of transcutaneous stimulation of lumbar posterior roots at different spinal levels in humans. *Biomedical Engineering/Biomedizinische Technik*. 2013.
3. Sayenko DG, Atkinson DA, Dy CJ, Gurley KM, Smith VL, Angeli C, et al. Spinal segment-specific transcutaneous stimulation differentially shapes activation pattern among motor pools in humans. *Journal of Applied Physiology*. 2015;118(11):1364-74.
4. Hofstoetter US, Freundl B, Binder H, Minassian K. Common neural structures activated by epidural and transcutaneous lumbar spinal cord stimulation: Elicitation of posterior root-muscle reflexes. *PloS one*. 2018;13(1):e0192013.

5. Minassian K, Persy I, Rattay F, Pinter MM, Kern H, Dimitrijevic MR. Human lumbar cord circuitries can be activated by extrinsic tonic input to generate locomotor-like activity. *Human movement science*. 2007;26(2):275-95.
6. Danner SM, Hofstoetter US, Ladenbauer J, Rattay F, Minassian K. Can the human lumbar posterior columns be stimulated by transcutaneous spinal cord stimulation? A modeling study. *Artificial organs*. 2011;35(3):257-62.
7. Danner SM, Krenn M, Hofstoetter US, Toth A, Mayr W, Minassian K. Body position influences which neural structures are recruited by lumbar transcutaneous spinal cord stimulation. *PLoS one*. 2016;11(1):e0147479.
8. Hofstoetter US, Minassian K, Hofer C, Mayr W, Rattay F, Dimitrijevic MR. Modification of reflex responses to lumbar posterior root stimulation by motor tasks in healthy subjects. *Artificial organs*. 2008;32(8):644-8.
9. Roy FD, Bosgra D, Stein RB. Interaction of transcutaneous spinal stimulation and transcranial magnetic stimulation in human leg muscles. *Experimental brain research*. 2014;232(6):1717-28.
10. Knikou M. Transspinal and transcortical stimulation alter corticospinal excitability and increase spinal output. *PLoS One*. 2014;9(7):e102313.
11. Andrews JC, Stein RB, Roy FD. Reduced postactivation depression of soleus H reflex and root evoked potential after transcranial magnetic stimulation. *Journal of neurophysiology*. 2015;114(1):485-92.
12. Knikou M. Neurophysiological characterization of transspinal evoked potentials in human leg muscles. *Bioelectromagnetics*. 2013;34(8):630-40.
13. Gorodnichev R, Pivovarov E, Puhov A, Moiseev S, Savochin A, Moshonkina T, et al. Transcutaneous electrical stimulation of the spinal cord: A noninvasive tool for the activation of stepping pattern generators in humans. *Human Physiology*. 2012;38(2):158-67.
14. Gerasimenko Y, Gorodnichev R, Puhov A, Moshonkina T, Savochin A, Selionov V, et al. Initiation and modulation of locomotor circuitry output with multisite transcutaneous electrical stimulation of the spinal cord in noninjured humans. *Journal of neurophysiology*. 2014;113(3):834-42.
15. Gerasimenko YP, Lu DC, Modaber M, Zdunowski S, Gad P, Sayenko DG, et al. Noninvasive reactivation of motor descending control after paralysis. *Journal of neurotrauma*. 2015;32(24):1968-80.
16. Hofstoetter US, Krenn M, Danner SM, Hofer C, Kern H, McKay WB, et al. Augmentation of voluntary locomotor activity by transcutaneous spinal cord stimulation in motor-incomplete spinal cord-injured individuals. *Artificial organs*. 2015;39(10):E176-86.
17. Minassian K, Hofstoetter US, Danner SM, Mayr W, Bruce JA, McKay WB, et al. Spinal rhythm generation by step-induced feedback and transcutaneous posterior root stimulation in complete spinal cord-injured individuals. *Neurorehabilitation and neural repair*. 2016;30(3):233-43.
18. Hofstoetter U, Hofer C, Kern H, Danner S, Mayr W, Dimitrijevic M, et al. Effects of transcutaneous spinal cord stimulation on voluntary locomotor activity in an incomplete spinal cord injured individual. *Biomedical Engineering/Biomedizinische Technik*. 2013.
19. Hofstoetter US, McKay WB, Tansey KE, Mayr W, Kern H, Minassian K. Modification of spasticity by transcutaneous spinal cord stimulation in individuals with incomplete spinal cord injury. *The journal of spinal cord medicine*. 2014;37(2):202-11.
20. Bedi PK, Arumugam N. Activity based therapy and surface spinal stimulation for recovery of walking in individual with traumatic incomplete spinal cord injury: a case report. *Int J Recent Sci Res*. 2015;6:5581-3.
21. Gad P, Gerasimenko Y, Zdunowski S, Turner A, Sayenko D, Lu DC, et al. Weight bearing over-ground stepping in an exoskeleton with non-invasive spinal cord neuromodulation after motor complete paraplegia. *Frontiers in neuroscience*. 2017;11:333.

Reflejo de retirada evocado por FES: su uso para re-educación de la marcha post-ACV y en sistemas BCI para neuro-rehabilitación

Carolina B. Tabernig¹ y Erika. G. Spaich²

¹Laboratorio de Ingeniería en Rehabilitación e Investigaciones Neuromusculares y Sensoriales (LIRINS), Facultad de Ingeniería, Universidad Nacional de Entre Ríos, Argentina

²Integrative Neuroscience Group, Department of Health Science and Technology, Aalborg University, Denmark

Resumen

Dentro de las estrategias rehabilitadoras para personas con secuelas de accidentes cerebro-vasculares (ACV) se encuentra la estimulación eléctrica funcional (FES) para evocación del reflejo de retirada (RR). Si bien esta estrategia para re-educación de la marcha post-ACV es usada en distintos países, a nivel latinoamericano aún no está difundida y tampoco investigada en combinación con interfaces cerebro-computadora (BCI).

Se presenta entonces una revisión de la aplicación del RR evocado por FES para re-educación de la marcha post-ACV y un estudio de factibilidad de su uso como actuador de un sistema BCI.

Dado que el RR involucra al sistema nociceptivo y, por ende, la realimentación sensorial brindada por la BCI podría influenciar al usuario, se realizó un experimento que consistió en una etapa de exploración y calibración de la BCI y del RR; y otra con realimentación utilizando el Sistema BCI con el FES como actuador para evocar el RR. Se cuantificó el RR a través del registro electromiográfico y se estimó la desincronización de los ritmos sensoriomotores del electroencefalograma.

El análisis estadístico no mostró un efecto significativo entre ambos indicadores; por lo cual sería factible utilizar el RR evocado por FES en un sistema BCI para neurorehabilitación.

Palabras claves: FES, estimulación eléctrica funcional, interfaz cerebro-computadora, BCI, neurorehabilitación, reflejo de retirada, ACV, hemiparesis

1. Introducción

La capacidad de adaptación y aprendizaje del sistema nervioso ha promovido el desarrollo de tecnologías para neurorehabilitación que facilitan la reorganización funcional luego de una lesión medular o cerebral (Jiping He *et al.*, 2008). En este sentido, distintas terapias de rehabilitación buscan generar estímulos sensoriales y motores a través de la repetición de movimientos y su incorporación a las actividades de la vida diaria. Estas estrategias de rehabilitación pueden ser encaradas desde el sistema nervioso periférico o desde el central.

Dentro de las primeras se encuentra la estimulación eléctrica funcional (FES, del inglés Functional Electrical Stimulation) que logra o asiste el movimiento del miembro afectado a través de la aplicación de estímulos eléctricos a nervios mixtos para la activación directa de las unidades motoras o a nervios sensitivos para lograr contracciones musculares a través de la evocación del reflejo de retirada (RR). El dispositivo FES es comandado por el paciente con alguna señal bajo su control voluntario

En pacientes con secuelas de accidentes cerebrovasculares la FES se usa en miembro superior, por ejemplo para restaurar la prensión o liberación de objetos y en miembro inferior por ejemplo para lograr la dorsiflexión del pie caído mediante la estimulación eléctrica del nervio ciático poplíteo externo durante la fase de balanceo de la marcha (Cheryl y Popovic, 2008; Doucet, Lam y Griffin, 2018). Para miembro inferior, la terapia FES basada en el RR se sustenta en la ejercitación intensiva de la marcha sincronizada con la activación del RR que asiste la iniciación y ejecución de la fase de balanceo (Spaich *et al.*, 2014). Si bien esta terapia para re-educación de la marcha post-ACV es usada en distintos países, a nivel latinoamericano aún no está difundida.

Para encarar la rehabilitación desde la activación del sistema nervioso central pueden utilizarse las interfaces cerebro-computadora (BCI, del inglés Brain Computer Interface) (Daly y Wolpaw, 2012; Millán

¹ ctabernig@ingenieria.uner.edu.ar, número de teléfono: (+54) 343 4975100, www.ingenieria.uner.edu.ar

et al., 2010) que sustituyen la pérdida de señales eferentes permitiendo a las personas interactuar con su entorno a través de las señales de electroencefalografía (EEG), entre otras (Birbaumer, 2006). Estos sistemas BCI, a través de actuadores específicos, cierran el lazo con el paciente-usuario brindándole información acerca de su intención motora (IM). Esta realimentación es táctil, propioceptiva y visual cuando el actuador asiste o logra el movimiento que el paciente no puede realizar por sí mismo. En este último sentido, un estimulador FES es uno de los posibles actuadores para cerrar el lazo de una BCI. De esta manera un sistema BCI+FES permite encarar la rehabilitación tanto desde la periferia como desde el sistema nervioso central (Tabernig et al., 2018). Cuando se utiliza FES para cerrar el lazo, una posibilidad es emplearla para evocar el RR y de esa manera obtener un movimiento concreto. Dado que el RR involucra al sistema nociceptivo y, por ende, puede influenciar la próxima IM del usuario, se estudió si la evocación del RR por FES afecta a la IM posterior, de manera de evaluar su factibilidad de uso en sistemas BCI.

El propósito de esta contribución es revisar la aplicación del RR evocado por FES como terapia de re-educación de la marcha de pacientes post-ACV y presentar un estudio de factibilidad de su uso como actuador de un sistema BCI para futuras aplicaciones terapéuticas en neurorehabilitación.

2. Desarrollo

Para alcanzar el primer propósito, se realizó una revisión de los principios y del uso del RR evocado por FES para la re-educación de la marcha, mientras que para alcanzar el segundo, se realizó un estudio de uso de un sistema BCI para controlar un sistema FES que activa el RR.

2.1. Aplicaciones para re-educación de la marcha

El RR evocado por FES en la planta del pie resulta en un movimiento sinérgico del miembro inferior compuesto primariamente por la flexión de la cadera y la rodilla y la flexión plantar o dorsal e inversión o eversión del pie, dependiendo del lugar donde se estimule (Spaich et al., 2004; Spaich et al., 2006). Esta respuesta refleja está además modulada por la postura del cuerpo y la actividad que se está realizando al estimular, por ejemplo: estar sentado, de pie o caminando (Spaich et al., 2009).

Se investigó el uso de esta modalidad de estimulación para facilitar la re-educación de la marcha de personas con secuelas de ACV mediante un estudio clínico randomizado y controlado, donde pacientes con ACV re-educaron la marcha durante 20 días, con y sin asistencia del RR activado por estimulación eléctrica de la planta del pie (Spaich et al., 2014). Los resultados indican que los pacientes hemiparéticos que recibieron FES para evocar el RR durante su rehabilitación lograron caminar más rápido, tanto a una velocidad confortable como a la máxima velocidad posible, que los pacientes que sólo recibieron terapias convencionales de re-educación de la marcha; además, la calidad de la marcha, evaluada a través de la simetría, también mejoró (Spaich et al., 2014). Finalmente, se hizo un seguimiento de los pacientes para estudiar cómo evolucionaron luego de que el tratamiento finalizó; en este aspecto, se concluyó que la principal diferencia entre los dos grupos es que los pacientes que recibieron estimulación del RR durante la rehabilitación alcanzaron su mejor nivel antes que los que no la recibieron, lo cual indica los beneficios de la re-educación de la marcha post-ACV basada en el RR evocado por FES (Spaich et al., 2014).

2.2. Estudio de factibilidad

Respecto a la posibilidad de usar FES para evocar el RR como actuador de un sistema BCI, se tuvo en cuenta que los pacientes con secuelas de ACV, ante una consigna o deseo de movimiento, intentan realizarlo, pero suelen no lograrlo debido a la secuela. Esta IM produce una desincronización de los ritmos sensoriomotores del electroencefalograma (conocida como ERD, por sus siglas en inglés) (Daly y Wolpaw, 2012). Dado que la ERD se produce ante la IM voluntaria del sujeto de mover un miembro y que el RR está relacionado con la activación del sistema nociceptivo, el estudio de factibilidad consistió en investigar si la activación del RR condicionaba al siguiente intento motor del voluntario, y por ende su posible uso como actuador de una BCI (Tabernig et al., 2019).

Se investigó, en 8 sujetos sanos, la relación entre la ERD después de la evocación de un RR disparado por FES cuando una IM fue detectada por una BCI. El protocolo fue aprobado por el Comité de ética de la Provincia de Entre Ríos, Argentina y registrado en el Registro Nacional de Investigaciones en Salud (RENIS IS001667). Todos los participantes firmaron el consentimiento informado.

El experimento consistió en dos etapas: una de exploración y calibración de la BCI (Carrere y Tabernig, 2017) y del RR; y otra con realimentación utilizando el Sistema BCI con FES como actuador para evocar el RR. En ambas etapas, se realizaron 30 registros de 8 canales de electroencefalografía y en la segunda también se registró el electromiograma del tibial anterior. Se estimaron la amplitud, el porcentaje de la ERD

y el valor cuadrático medio del electromiograma como cuantificador del RR. Se realizó un análisis estadístico por medio de modelos lineales mixtos para dilucidar el efecto del RR en la próxima IM, cuantificada a través de la ERD.

En la Figura 1 se muestra un esquema del montaje del experimento completo. El análisis estadístico no mostró un efecto significativo del RR en la siguiente ERD.

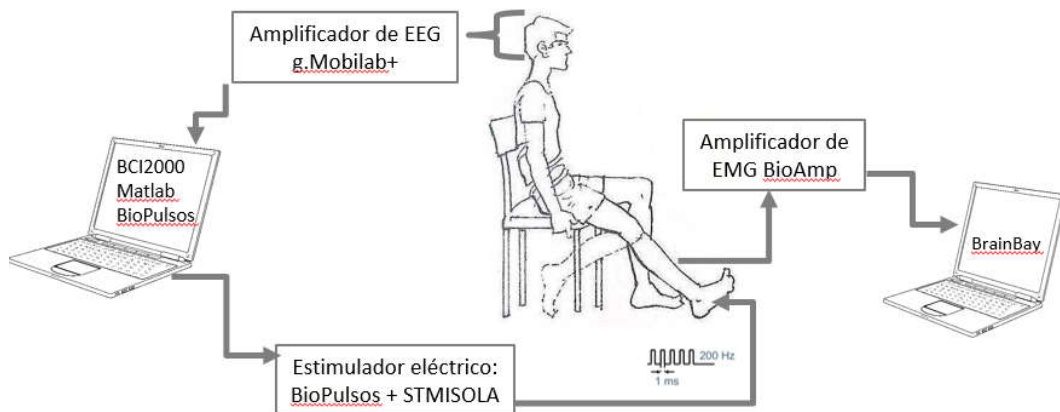


Figura 1. Esquema del montaje completo del experimento durante el uso del Sistema BCI para evocar el RR y registrar la electromiografía del tibial anterior

3. Conclusión

De acuerdo a la literatura, el RR evocado por FES puede utilizarse como herramienta terapéutica para re-educar la marcha de pacientes hemiparéticos sincronizando su evocación con el inicio de la fase de balanceo. De los resultados del estudio mostrado, se puede concluir que es factible utilizar el RR evocado por FES como realimentación en un sistema BCI para futuras aplicaciones de neurorehabilitación ya que la realimentación propioceptiva, visual y sensorial, involucrando al sistema nociceptivo, recibida por los voluntarios, no condicionó sus siguientes intentos motores.

4. Referencias

- Cheryl, L., & Popovic, M. (2008). Functional electrical stimulation. *IEEE Control Systems Magazine*. <https://doi.org/10.1109/MCS.2007.914689>
- Carrere, L.C. & Tabernig, C.B. (2017) Motor imagery BCI system with visual feedback: design and preliminary evaluation. *IFMBE Proceedings. VII Latin American Congress on Biomedical Engineering*, (60):709-712. <https://doi.org/10.1007/978-981-10-4086-3>.
- Doucet, B. M., Lam, A., & Griffin, L. (2018). Neuromuscular electrical stimulation for skeletal muscle function. *Nature Communications*, 85, 201–215. <https://doi.org/10.1007/BF02371250>
- Jiping H., Chaolin M., & Herman, R. (2008). Engineering Neural Interfaces for Rehabilitation of Lower Limb Function in Spinal Cord Injured. *Proceedings of the IEEE*, 96(7), 1152–1166.
- Millán, J. D. R., Rupp, R., Müller-Putz, G. R., Murray-Smith, R., Giugliemma, C., Tangermann, M, Mattia, D. (2010). Combining brain-computer interfaces and assistive technologies: State-of-the-art and challenges. *Frontiers in Neuroscience*, 4(SEP), 1–15. <https://doi.org/10.3389/fnins.2010.00161>
- Spaich, E. G., Arendt-Nielsen, L., & Andersen, O. K. (2004). Modulation of Lower Limb Withdrawal Reflexes During Gait: A Topographical Study. *Journal of Neurophysiology*, 91(1), 258–266.
- Spaich, E. G., Hinge, H. H., Arendt-Nielsen, L., & Andersen, O. K. (2006). Modulation of the withdrawal reflex during hemiplegic gait: Effect of stimulation site and gait phase. *Clinical Neurophysiology*, 117(11), 2482–2495. <https://doi.org/10.1016/j.clinph.2006.07.139>
- Spaich, E.G., Emborg, J., Collet, T., Arendt-Nielsen, L., & Andersen, O. K. (2009). Withdrawal reflex responses evoked by repetitive painful stimulation delivered on the sole of the foot during late stance: Site, phase, and frequency modulation. *Experimental Brain Research*, 194(3), 359–368.

- Spaich, E.G., Svaneborg, N., Jørgensen, H. R. M., & Andersen, O. K. (2014). Rehabilitation of the hemiparetic gait by nociceptive withdrawal reflex-based functional electrical therapy: A randomized, single-blinded study. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 11(1), 1–10.
- Tabernig, C. B., Lopez, C. A., Carrere, L. C., Spaich, E. G., & Ballario, C. H. (2018). Neurorehabilitation therapy of patients with severe stroke based on functional electrical stimulation commanded by a brain computer interface. *Journal of Rehabilitation and Assistive Technologies Engineering*, 1–7.
- Tabernig, C. B., Carrere, L. C., Biurun Manresa J, Gentiletti G & Spaich, E. G. (2019). Is it possible to use the FES-evoked nociceptive withdrawal reflex as feedback in a BCI system? IFESS2019 Proc. Canadá
- Wolpaw, J. R., & Wolpaw, E. W. (2012). *Brain-computer interfaces : principles and practice*. Oxford University Press.

THE EMG-FES INTERFACE AS TREATMENT OF HAND EXTENSION MOVEMENT IN A POST-STROKE SUBJECT: case report

Jessika Mehret Fiusa^a, Percy Nohama^b and Eddy Krueger^a

^aUniversidade Estadual de Londrina – UEL. Laboratório de Engenharia Neural e de Reabilitação – LENE_R. Programa de Pós-Graduação em Ciências da Reabilitação UEL-UNOPAR. Londrina, Paraná, Brasil.

^bPontifícia Universidade Católica do Paraná – PUCPR. Programa de Pós-Graduação em Tecnologia em Saúde – PPGTS. Curitiba, PR

Abstract

The EMG-FES interface provides assistive voluntary muscular contraction through combining electromyography and functional electrical stimulation techniques. This case report aimed to verify the effectiveness of the interface as therapy in post-stroke patient for the hand extension movement. Four assessments were applied with follow-up after 15 days of treatment, Fugl-Meyer scale, 9-hole peg test (9HPT), active range of motion and surface electromyography (EMG). EMG was processed in temporal (EMG_{RMS}) and spectral (EMG_{MDF}) domains. During the treatment, the EMG-FES technique was associated with task oriented, divided into 24 sessions, 3 times a week for 30 minutes. The functionality was improved, through increase of 20 points by Fugl-Meyer scale. However, 9HPT there was no changes. The EMG_{MDF} assessment showed increase from 105 Hz (pre assessment) to 241 Hz (post 12 sessions); however, no changes in post 24 sessions (102 Hz) and post follow-up (106 Hz) after personal problems in her family, reducing the concentration during the treatment. In EMG_{RMS} obtain from 14.04 V_{RMS} (pre assessment) to 48,66 V_{RMS} (post 12 sessions), and 19,15 V_{RMS} (post 24 sessions) to 9.98 V_{RMS} (post follow-up), indicating spasticity reduction. Emotional factors reduce the ability to concentrate, jeopardizing the treatment.

Keywords: interface, stroke, electromyography, functional_electrical_stimulation.

1. Introduction

The EMG-FES (electromyography-functional electrical stimulation) system provides a connection between muscle and machine through a computer system (1); evokes voluntary contraction of neuromuscular apparatus, stimulating neuroplasticity through the visual and verbal biofeedback (2) (Figure 1).

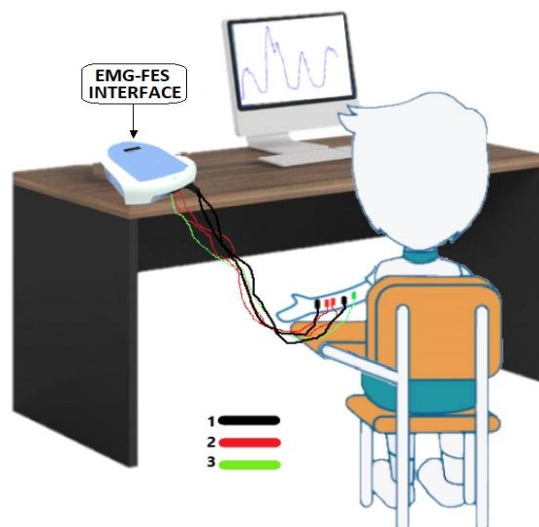


Fig 1: EMG-FES system application. Biofeedback on the computer screen. **1:** functional electrical stimulation (FES) cables; **2:** electromyography (EMG) cables; **3:** reference electromyography (EMG) cable.

The EMG-FES system have possible applications to patients with sequelae of neurological lesions, in order to promote the return voluntary movement of the sequelled limbs (3), although the effectiveness in post-stroke sequelae requires more investigation (4). This technique can be performed in subacute phase (between 3-6 months after injury), because it has the potential to avoid the formation of the flexor pattern of the wrist and hand (5). Paretic individuals in the subacute phase are indicated for treatment because they have not yet developed a spastic pattern, when the muscle tone is closer to normal. Acute phase patients usually have flaccid tone, and chronic phase patients are in spasticity. The longer injury time, harder it is to recover (6).

In order to solve this gap, the current case report aimed to verify the effectiveness of EMG-FES interface in a post-stroke patient on open hand movement.

2. Methods

This case report was approved by the Ethics and Research Committee at the State University of Londrina, under the protocol number 3,004,069 and in the Brazilian Registry of Clinical Trials number 4dnqys. The post-stroke participant presents subacute phase (5 months after stroke), 69 years old, female, approved in the Mini-mental test and modified Ashworth scale. The motor training was performed in 24 sessions, 3 times a week for approximately 30 minutes. The assessments were applied before the first session (Pre), after the 12th (Post₁₂), after the 24th (Post₂₄) and a follow up (Post_{FU}) after 15 days post treatment, Fugl-Meyer, 9-hole peg test (9HPT) and surface electromyography (EMG) (acquisition rate-1 kHz, Bitalino[®]). All tests were performed by a blind evaluator. To EMG assess the gain was 4000x, using a 3rd order Butterworth band-pass filter (10-450 Hz) with notch filters on power line harmonics (60, 120, 180, 240, 300, 360 and 420 Hz). For the temporal and spectral domains, were measure the root mean square (EMG_{RMS}) and median frequency (EMG_{MDF}).

The EMG-FES electrodes were positioned in the extensor region of left hand. For FES, two self-adhesive electrodes (5x5cm) and for EMG, three AgAg-Cl electrodes (2 differentials and 1 reference) were used, respectively. The FES equipment was custom-built using Arduino Uno[®] hardware with a 24 V battery to avoid network electrical signal interference (Figure 2).

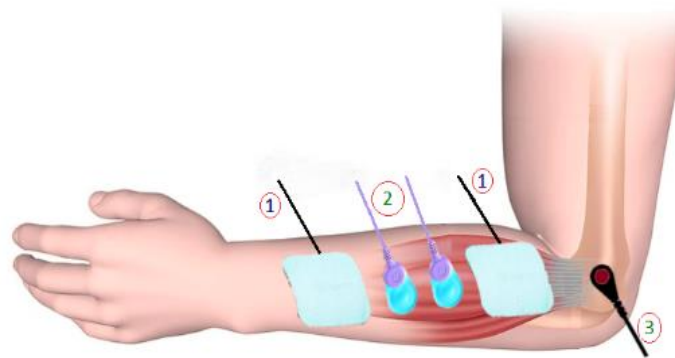


Fig. 2: Electrodes configuration. 1: FES electrodes. 2 and 3: EMG electrodes.

For EMG used in EMG-FES system, the gain was ~10x, 2-106 Hz hardware filtered, the signal was rectified and smoothed. The baseline was adjusted through a multi turn 10 k Ω potentiometer to trigger the FES system (800 mV). When the individual reaches 800 mV by EMG, the FES system is triggered (Figure 3).

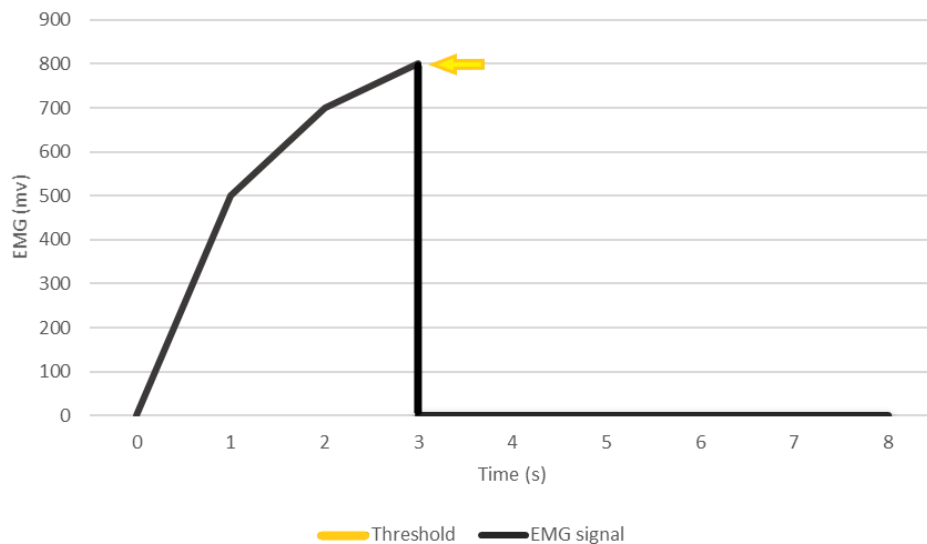


Fig. 1. Threshold for the FES activation. The arrow indicates the threshold in 800 mV.

The carrier frequency to FES was ~ 1.3 kHz (due to circuit built in Arduino Uno[®]) and pulse width were divided in ~ 200 μ s positive, ~ 200 μ s negative and ~ 600 μ s of rest. The amplitude was pre-defined through a potentiometer. The period to the modulated FES frequency was: (rise time) ~ 1 s, from 5 Hz to 30 Hz; (on time) ~ 2 s, 35 Hz; (decay time) ~ 1 s, 30 Hz to 5 Hz; (rest time) ~ 5 s, without application.

The functional training associated with EMG-FES system consisted of oriented tasks to hand extension, selected according to the need of participant. Twelve sessions were performed exclusively for extension, and another twelve, in sequence, for extension and hold, such as pick up and drop a glass.

3. Results and Discussion

Table 1: Results between assessments pre intervention, post 24 sessions and post follow-up with 9 Hole-Peg test, Fugl-Meyer scale and surface electromyography (median frequency and root mean square)

Evaluation	Pre	Post ₁₂	Post ₂₄	Post _{FU}
EMG _{MDF} (Hz)	105	241	102	106
EMG _{RMS} (V _{RMS})	14.04	48.66	19.15	9.98
Fugl-Meyer	18/48	23/48	23/48	38/48
9 Hole-Peg Test	WM	WM	WM	WM

Pre: before intervention; Post₁₂: after 12 sessions; Post₂₄: after 24 sessions; Post_{FU}: follow-up after 15 days of intervention; WM: without movement.

It was noted increasing improvement in electromyographic signal for hand extension in the first twelve sessions, and decrease in Post₁₂ and Post₂₄. In Post_{FU}, we noticed that value of median frequency did not change, but the EMG_{RMS} showed reduction from 14.04 V_{RMS} to 9.98 V_{RMS}, indicating reduction of spasticity. Arnin, *et.al* (2016), found reduced spasticity in lower limbs after one session with the EMG-FES system case report with paraparesis (7). Paretic individuals were selected due enough muscular necessary trigger the EMG-FES system. Spasticity is a factor that hinders the extent of hand, but can be minimized during the intervention with the EMG-FES system (8).

The Fugl-Meyer scale has progressive improvement of participant for functionals aspects, corroborating that EMG-FES system has secondary benefits to treatment as improved sensitivity, reduced pain and increased wrist and fingers mobility. Li, *et.al.* (2018) observed that EMG-FES systems can assist in motor recovery of individuals and facilitate the treatment with other instruments as virtual reality and robotic

orthosis. It also reported secondary benefits to extension move as improved functionality and sensitivity (9).

4. Conclusion

We found with EMG-FES interface an increase of 20 points in Fugl-Meyer scale after post-stroke patient intervention, in the subacute phase, with secondary benefits to treatment in sensitivity, pain and mobility aspects. In EMG_{MDF} assessment observed increase from 105 Hz (Pre) to 241 Hz (Post₁₂), however, the participant presented family problems between 14th e 24th sessions, sometimes until crying during the treatment, which decreased performance in Post₂₄ (102 Hz) and Post_{FU} (106 Hz). The same response was evidenced through EMG_{RMS}, Pre: 14.04 V_{RMS}, Post₁₂: 48.66 V_{RMS}, Post₂₄: 19.15 V_{RMS} and Post_{FU}: 9.98 V_{RMS}. It is believed that emotional factors reduce the ability to concentrate during the session, damaging neuroplasticity. Further studies are necessary to verify the emotional condition during treatment using EMG-FES interface.

5. References

1. Krakow K, Gasperini G, Bulgheroni M, Augsten A, Pedrocchi A, Baccinelli W, et al. Hybrid robotic system combining passive exoskeleton and functional electrical stimulation for upper limb stroke rehabilitation: Preliminary results of the retrainer multi-center randomized controlled trial. *Ann Phys Rehabil Med* [Internet]. 2018;61:e94. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.rehab.2018.05.200>
2. Bae S, Kim KY. Dual-afferent sensory input training for voluntary movement after stroke: A pilot randomized controlled study. *NeuroRehabilitation*. 2017;40(3):293–300.
3. Camona C, Wilkins KB, Drogos J, Sullivan JE, Dewald JPA, Yao J. Improving hand function of severely impaired chronic hemiparetic stroke individuals using task-specific training with the rein-hand system: A case series. *Front Neurol*. 2018;9(NOV).
4. Salchow C, Dorn A, Valtin M, Schauer T. Intention recognition for FES in a grasp-and-release task using volitional EMG and inertial sensors. *Curr Dir Biomed Eng*. 2017;3(2):161–5.
5. Corrêa MRG. *Fisioterapia Neurofuncional em Indivíduos pós Acidente Vascular Encefálico: Terapia de Contensão Induzida e Terapia Espelho*. Universidade Federal do Paraná; 2015.
6. Mastropietro A, Rizzo G, Fontana L, Figini M, Bernardini B, Straffi L, et al. Microstructural characterization of corticospinal tract in subacute and chronic stroke patients with distal lesions by means of advanced diffusion MRI. *Neuroradiology*. 2019;61:1033–45.
7. Arnin J, Yamsa-ard T, Triponywasin P, Wongsawat Y. Development of practical functional electrical stimulation cycling systems based on an electromyography study of the Cybathlon 2016. *Eur J Transl Myol*. 2016;27(4):295–301.
8. Jang YY, Kim TH, Lee BH. Effects of Brain – Computer Interface-controlled Functional Electrical Stimulation Training on Shoulder Subluxation for Patients with Stroke : A Randomized Controlled Trial. *Occup Ther Int*. 2016;23:175–85.
9. Li M, Xu G, Xie J, Chen C. A review : Motor rehabilitation after stroke with control based on human intent. *J Eng Med*. 2018;0(28):1–17.

BCI-FES para la rehabilitación de la marcha en pacientes con Esclerosis Múltiple: resultados preliminares

L. Carolina Carrere¹, Melisa Taborda², Carolina Tabernig¹ y Carlos H. Ballario^{2,3}

¹Laboratorio de Ingeniería en Rehabilitación e Investigaciones Neuromusculares y Sensoriales, Facultad de Ingeniería, Universidad Nacional de Entre Ríos, Oro Verde, Argentina

²Fundación Rosarina de Neurorehabilitación, Rosario, Argentina

³Instituto NeuroRosario, Rosario, Argentina

Resumen

La discapacidad de mayor relevancia clínica para los pacientes con esclerosis múltiple (EM) es la dificultad en la marcha. Investigaciones recientes indican que el uso de Interfaces Cerebro Computadora podría promover la plasticidad neuronal y en consecuencia mejorar el desempeño funcional de personas con secuelas motoras por enfermedades neurológicas. Se planteó así como objetivo evaluar una intervención terapéutica basada en el uso de interfaces cerebro computadora combinada con estimulación eléctrica funcional, para la rehabilitación de la marcha en pacientes con EM. El sistema comprendió tres módulos: Software, Interfaz electrónica y dispositivo FES. Se incluyeron 6 pacientes con EM remitente recurrente. La intervención terapéutica consistió en 24 sesiones con una frecuencia de tres veces por semana. Los pacientes fueron evaluados antes y después de la intervención con diferentes escalas funcionales de la marcha. El resultado de la prueba de los 25 pies mostró diferencia estadísticamente significativa y disminuyó un 24% post intervención. Esta disminución mayor al 20% está asociada con cambios clínicos significativos. Estos resultados sugieren que la tecnología propuesta podría ser una intervención efectiva en la rehabilitación de la marcha de pacientes con EM. Sin embargo, se requieren más estudios con muestras más amplias para aumentar la confiabilidad de estos los resultados.

Palabras clave: interfaz cerebro computadora, estimulación eléctrica funcional, esclerosis múltiple, rehabilitación de la marcha

1. Introducción.

La esclerosis múltiple (EM) es una enfermedad neurológica autoinmune con gran impacto en la calidad de vida de los pacientes. Numerosos estudios han demostrado que el impedimento funcional de mayor relevancia clínica para los pacientes con EM es la dificultad en la marcha, siendo la debilidad de los músculos de los miembros inferiores, una de las principales causas (Freeman, 2017). A su vez, aquellos que padecen paresia de uno o ambos miembros inferiores, de evolución crónica, responden parcialmente a la terapia de rehabilitación habitual.

Investigaciones científicas recientes indican que el uso de las Interfaces Cerebro Computadora (BCI, por su sigla en inglés de Brain Computer Interface) podría promover la plasticidad neuronal y en consecuencia mejorar el desempeño funcional de personas con secuelas por enfermedades neurológicas (Morone et al., 2019). En el uso de esta tecnología, el paciente realiza la intención motora de un miembro, es decir la ejecución de un movimiento residual con el miembro afectado. Durante la intención motora se producen cambios en la corteza cerebral manifestados e identificables en la señal de electroencefalografía (EEG), como la desincronización relacionada a evento (ERD, por su sigla en inglés de Event Related Desynchronization). La ERD es una disminución en la potencia de la señal de EEG respecto al estado de reposo, que puede ser registrada en los ritmos sensoriomotores (μ : 8 a 12 Hz y beta: 13 a 30 Hz) (Pfurtscheller y Neuper, 2003). La ERD puede ser registrada incluso en personas con secuelas motoras por un daño en la corteza cerebral como el accidente cerebro vascular (Biasiucci et al., 2018; Tabernig et al., 2018) o la EM (Leocani et al., 2005).

En particular la combinación de BCI con Estimulación Eléctrica Funcional (FES, por su sigla en inglés de Functional Electrical Stimulation) se ha estudiado en la recuperación de la función motora de pacientes con secuelas por accidente cerebro vascular (Biasiucci et al., 2018; Tabernig et al., 2018). Estos pacientes han evidenciado cambios en los patrones de activación de la corteza motora lesionada, sugiriendo que se han logrado cambios en la estructura neuronal. En pacientes con EM se han encontrado resultados alentadores relacionados con cambios en la activación de la corteza posteriores a una terapia de rehabilitación motora

¹ ccarrere@ingenieria.uner.edu.ar, <http://ingenieria.uner.edu.ar>

(Bonzano et al., 2019). Sin embargo, no se han encontrado reportes del uso de BCI con FES para promover estos cambios neuronales en personas con EM. El objetivo de este estudio fue evaluar una intervención terapéutica basada en el uso de BCI-FES para la rehabilitación de la marcha en pacientes con diagnóstico de EM.

2. Materiales y métodos

2.1. Pacientes

En este estudio se incluyeron 6 pacientes (4 femeninos y 2 masculinos, edad $59,66 \pm 10,19$) con EM remitente recurrente, sin recaídas en los últimos tres meses, con Escala Expandida del Estado de Discapacidad de 4,5 a 6,5 ($5,33 \pm 0,68$) sin cambio en los últimos treinta días previos al inicio de la intervención.

2.2. Registro del EEG e identificación de la ERD

El registro de EEG se llevó a cabo a través del amplificador y convertor A/D g.Nautilus® (Guger Technology) de 8 canales, utilizando electrodos activos g®.Ladybird. Los electrodos se posicionaron en base a la versión extendida del sistema 10/20. Teniendo en cuenta las zonas corticales de interés para el estudio, se seleccionaron las posiciones C3, C4, T7, T8, Pz, F3, F4 y Cz. Los electrodos de tierra y referencia se colocaron en el mastoides derecho e izquierdo respectivamente.

Para la identificación de la ERD, cada sujeto se ubicó en posición sentada cómoda y se le indicó que se relajara. Los registros de EEG consistieron en 3 series con pausas de descanso de 1 a 2 minutos. Cada serie incluyó la realización de 2 tareas diferentes que consistían en la intención del movimiento del pie derecho o pie izquierdo en respuesta a una consigna auditiva. Las tareas se repitieron 10 veces cada una de forma aleatoria durante cada corrida, separadas por un intervalo variable entre 5 y 6 segundos. Durante estos intervalos se indicó a los sujetos intentar relajarse. Los registros de EEG fueron procesados entre 8 y 30 Hz. Este rango de frecuencias fue dividido en dos bandas: ritmo mu y ritmo beta. Para el pie afectado, se obtuvieron los mapas topográficos del coeficiente de determinación utilizando la herramienta “Offline Analysis” de la plataforma BCI2000 (Schalk et al., 2004). Se determinó la frecuencia de ERD (f_{ERD}), definida como el valor de frecuencia en la cual se observa mayor valor de r^2 y mejor distribución especial de la ERD en la region cortical relacionada con la IM del pie afectado (Cz).

2.3. BCI-FES

El sistema BCI-FES utilizado (Figura 1) consistió en cuatro módulos: Sistema de registro de EEG, Software, Interfaz electrónica y Dispositivo FES (Carrere et al., 2019). El primer módulo está conformado por el equipo inalámbrico g.Nautilus® de 8 canales que registra y amplifica la señal de EEG, descripto anteriormente. El módulo Software procesa las señales y emite el comando en el momento que detecta la intención del paciente de realizar la dorsiflexión del pie afectado. La Interfaz electrónica, desarrollada ad hoc, adapta la señal de salida del bloque anterior para activar el Dispositivo FES (Flexicar S.A.); el cual es un dispositivo de dos canales diseñado para estimular el sistema neuromuscular y generar una contracción muscular. Utiliza electrodos superficiales y genera pulsos rectangulares de 0,2 ms de duración, una frecuencia de 25 pps con una intensidad de corriente máxima de 60 mA. Estos parámetros se configuraron por el terapeuta antes de su uso.

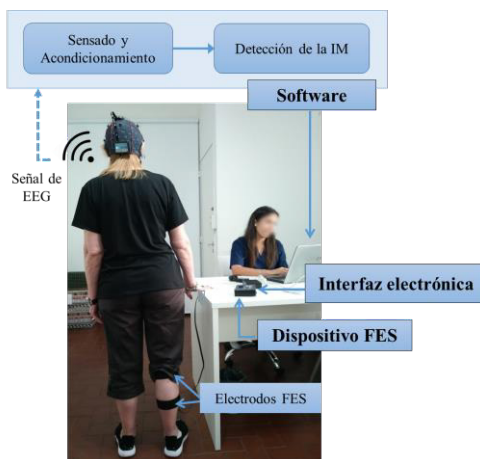


Figura 1. Sistema BCI-FES durante una sesión de intervención.

2.4. Intervención terapéutica y evaluación

La intervención terapéutica consistió en 24 sesiones que fueron realizadas durante dos meses, con una frecuencia de tres veces por semana. Al inicio de cada sesión se realizó la calibración de la BCI-FES, la cual consistió en la determinación de la f_{ERD} y el umbral de ERD inicial. Este último parámetro se actualizó al final de cada tarea de IM. Durante la sesión el terapeuta brindó al paciente consignas auditivas que indicaron el inicio y fin de cada tarea de IM. Las tareas se repitieron hasta alcanzar un mínimo de 20 activaciones del FES.

Los pacientes fueron evaluados antes y después de la intervención por un profesional médico que no participó de las sesiones de intervención terapéutica. En la evaluación se utilizaron las siguientes mediciones: prueba de los 25 pies (T25FW, por sus siglas en inglés de Timed 25-Foot Walk), velocidad media, escala de movilidad para esclerosis múltiple de 12 ítems (MSWS-12, por sus siglas en inglés de Twelve Item Multiple Sclerosis Walking Scale), escala de Ashworth modificada (Ashworth M), y la escala europea de calidad de vida-5 dimensiones (EQ5D, por sus siglas en inglés de European Quality of Life-5 Dimensions). Para observar cambios terapéuticos en la marcha, los pacientes no utilizaron el FES durante la T25FW. Los datos relevados fueron analizados estadísticamente utilizando la prueba de Wilcoxon ($p=0.05$).

3. Resultados

En la tabla 1 se resumen los resultados de las escalas funcionales antes y después de la intervención terapéutica. La escala Ashworth M disminuyó un 25% y la escala EQ5D aumentó un 12%, sugiriendo mejoras funcionales en la marcha. El promedio de los resultados de la T25FW posterior a la intervención disminuyó un 24% respecto al del inicio. A su vez la escala MSWS-12 mostró una disminución del 33%, lo que sugiere que los pacientes percibieron una mejora en la marcha. Además, estas dos últimas escalas funcionales mencionadas evidenciaron diferencias estadísticamente significativas ($p=0,028$).

Considerando el tiempo y la distancia de 7,62 m recorrida por los pacientes en la T25FW se calculó la media de la velocidad al inicio y posterior a la intervención. Los resultados indican que hubo un aumento del 29,33 % de la velocidad media.

Tabla 1. Resultados de las escalas funcionales (V: velocidad)

Sujeto	Pre-Intervención					Post- Intervención				
	T25FW	V (m/s)	MSWS-12	Ashworth M	EQ5D	T25FW	V (m/s)	MSWS-12	Ashworth M	EQ5D
1	12,94	0,59	50	2	6	7,98	0,95	40	2	7
2	8,82	0,86	44	2	5	6,88	1,11	29	1	8
3	9,79	0,78	25	1	6,5	7,26	1,05	12	1	7
4	9,62	0,79	46	1	6	7,84	0,97	34	1	6
5	12,5	0,61	47	1	5	9,93	0,77	20	1	5
6	9,08	0,84	43	1	10	7,82	0,97	35	0	10
Media	10,46	0,75	42,50	1,33	6,42	7,95	0,97	28,33	1,00	7,17
Desviación estándar	1,79	0,12	8,92	0,52	1,86	1,06	0,12	10,48	0,63	1,72

4. Discusión y conclusiones

En este trabajo se han presentado los resultados de una intervención terapéutica utilizando BCI con FES para rehabilitación de la marcha. La diferencia estadísticamente significativa en la T25FW muestra que hubo un aumento en la velocidad de la marcha de los pacientes posterior a la intervención. Es destacable que además de la significancia estadística, los resultados de la T25FW fueron mayores al 20% lo cual está asociado con cambios clínicos significativos (Hobart et al., 2013). Por otro lado, el 29,33% de aumento en la velocidad media de la marcha obtenido es mayor que los resultados reportados por Miller et al.(2017) en una revisión del efecto en la velocidad de la marcha del uso de FES como ortesis en pacientes con EM. En su revisión los autores analizaron seis estudios que involucraron 244 pacientes e informaron que en la evaluación de la marcha sin FES no hubo cambios en la velocidad.

También son relevantes las mejoras observadas en el resto de las escalas funcionales, ya que sugieren que los pacientes percibieron una disminución del impacto de la EM en su habilidad para caminar. En particular, el resultado de la escala MSWS12 evidenció diferencia estadísticamente significativa y una disminución

en la media de 14,17 puntos. Esta diferencia es mayor que la de 7,3 puntos informada por Mayer et al. (2015) y 8,5 puntos reportada por Van Der Linden et al. (2014) para el uso ortésico de FES.

Los resultados aquí presentados se limitan a un estudio preliminar de la eficacia de una intervención terapéutica de BCI con FES para rehabilitación de la marcha de pacientes con EM, ya que haría falta una muestra más grande o un grupo control para poder obtener conclusiones definitivas sobre los efectos observados.

Finalmente, los resultados sugieren que una terapia basada en BCI-FES podría ser una intervención efectiva en la rehabilitación de la marcha de pacientes con EM. Sin embargo, se requiere ampliar el tamaño de la muestra para aumentar la confiabilidad de estos los resultados.

5. Referencias

Biasiucci, A., Leeb, R., Iturrate, I., Perdakis, S., Corbet, T., Schnider, A., ... Millán, J. R. (2018). Brain-actuated functional electrical stimulation elicits lasting arm motor recovery after stroke. *Nature Communications*, 9(1), 2421.

Bonzano, L., Pedullà, L., Tacchino, A., Bricchetto, G., Battaglia, M. A., Mancardi, G. L., & Bove, M. (2019). Upper limb motor training based on task-oriented exercises induces functional brain reorganization in patients with multiple sclerosis. *Neuroscience*, 410, 150–159.

Carrere, L. C., Escher, L. G., & Tabernig, C. B. (2019). A wireless BCI-FES based on motor intent for lower limb rehabilitation. *VIII Latin American Congress on Biomedical Engineering CLAIB 2019*. Springer.

Freeman, J. (2017). Rehabilitation in people with progressive MS. *Progressive Multiple Sclerosis: Second Edition*, 253–274.

Hobart, J., Blight, A. R., Goodman, A., Lynn, F., & Putzki, N. (2013). Timed 25-Foot Walk: direct evidence that improving 20% or greater is clinically meaningful in MS. *Neurology*, 80(16), 1509–1517.

Leocani, L., Rovaris, F., Martinelli-Boneschi, P., Annovazzi, M., Colombo, B., Martinelli, V., & Comi, G. (2005). Movement preparation is affected by tissue damage in multiple sclerosis: Evidence from EEG event-related desynchronization. *Clinical Neurophysiology*, 116(7), 1515–1519.

Mayer, L., Warring, T., Agrella, S., Rogers, H. L., & Fox, E. J. (2015). Effects of functional electrical stimulation on gait function and quality of life for people with multiple sclerosis taking dalfampridine. *International Journal of MS Care*, 17(1), 35–41.

Miller, L., McFadyen, A., Lord, A. C., Hunter, R., Paul, L., Rafferty, D., ... Mattison, P. (2017). Functional Electrical Stimulation for Foot Drop in Multiple Sclerosis: A Systematic Review and Meta-Analysis of the Effect on Gait Speed. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, Vol. 98, pp. 1435–1452.

Morone, G., Spitoni, G. F., De Bartolo, D., Ghanbari Ghooshchy, S., Di Iulio, F., Paolucci, S., ... Iosa, M. (2019). Rehabilitative devices for a top-down approach. *Expert Review of Medical Devices*, 16(3), 187–195.

Pfurtscheller, G., & Neuper, C. (2003). Movement and ERD/ERS. En *The Bereitschaftspotential* (pp. 191–206).

Schalk, G., Mcfarland, D. J., Hinterberger, T., Birbaumer, N., Wolpaw, J. R., (2004). *BCI2000: A General-Purpose Brain-Computer Interface (BCI) System*. 51(6), 1034–1043.

Tabernig, C. B., Lopez, C. A., Carrere, L. C., Spaich, E. G., & Ballario, C. H. (2018). Neurorehabilitation therapy of patients with severe stroke based on functional electrical stimulation commanded by a brain computer interface. *Journal of Rehabilitation and Assistive Technologies Engineering*, 5, 1–12.

Van Der Linden, M. L., Hooper, J. E., Cowan, P., Weller, B. B., & Mercer, T. H. (2014). Habitual functional electrical stimulation therapy improves gait kinematics and walking performance, but not patient-reported functional outcomes, of people with multiple sclerosis who present with foot-drop. *PLoS ONE*, 9(8).

Actuación de una neuroprótesis robótica de apoyo a la marcha: el caso H-GAIT.

F. Brunetti^a, S. Casco^a, S. Brítez^b y M. Loreiro^b

^a Universidad Católica “Nuestra Señora de la Asunción”, Tte. Cantaluppi esq. G. Molinas,
Asunción, Paraguay;

^b Universidad Nacional de Asunción, San Lorenzo, Paraguay;
fjbrunetti@uc.edu.py

Resumen

El trabajo presenta las opciones de configuración de una neuroprótesis (NP) robótica para compensación de la de la marcha. En este escenario, la versatilidad para la aplicación de patrones de estimulación en diferentes momentos del ciclo de marcha es sumamente importante. Mediante modos de operación y funciones específicas de configuración se logra contar con un dispositivo capaz de ajustarse a diferentes escenarios de entrenamiento, rehabilitación o compensación, ya sea siendo utilizada como una NP motora para patologías como la caída plantar, o en aplicaciones más complejas como puede ser robótica híbrida para entrenamiento de personas con accidentes cerebrovasculares o lesiones incompletas de médula.

Palabras clave: marcha, neuroprótesis, compensación, rehabilitación.

1. Introducción

Las neuroprótesis (NP) motoras son dispositivos que interactúan con el cuerpo mediante señales eléctricas con el objetivo de activar alguna función de los miembros superiores o inferiores. En los últimos años, numerosas aplicaciones han sido identificadas para la NP motoras de miembros inferiores [1]. Algunas de ellas se encuentran ya bien consolidadas como los dispositivos de compensación de la caída plantar. Otras se encuentran en pleno desarrollo como los “soft robots”, o la robótica híbrida [2].

Una de las principales funciones de los miembros inferiores es la marcha. La marcha humana requiere una activación coordinada de múltiples músculos que trabajan alrededor de diferentes articulaciones [3,4]. Esta activación además se encuentra modulada contantemente por la información de contexto, las variables internas y los comandos de control motor. Este escenario impone una serie de desafíos para las NP como dispositivo de asistencia o compensación de la marcha. Desafortunadamente, los dispositivos actuales todavía no poseen la flexibilidad necesaria para cubrir estos requerimientos, traduciéndose en dispositivos limitados a aplicaciones y escenarios muy concretos.

En el marco del proyecto H-GAIT y la Red REASISTE¹ se desarrolló una neuroprótesis portátil para entrenamiento, compensación y/o rehabilitación de la marcha. La NP H-GAIT posee cuatro canales de electroestimulación, cada uno con una salida controlable de hasta 100 mA y una tensión máxima de trabajo de 100 V [5]. Esta NP fue desarrollada como herramienta para el desarrollo de aplicaciones de robótica híbrida. La robótica híbrida busca combinar dispositivos tradicionales robóticos y NP para logran soluciones más naturales y eficientes en los procesos de rehabilitación.

2. Modos de funcionamiento y configuración de actuación

La NP del proyecto H-GAIT cuenta con 3 modos de funcionamiento: NP, EEM, y FSM. El modo NP, el dispositivo produce los patrones de electroestimulación pre-configurados para cada una de las 4 sub-fases de la marcha detectadas mediante el sensor inercial. En el modo EEM, el dispositivo genera patrones de estimulación pre-configurados sin considerar las señales del sensor. Este modo es especial fue desarrollado para utilizar el dispositivo como electroestimulador muscular. EL modo FSM, sirve para calibrar el algoritmo de detección de fases de la marcha. Permite verificar esta detección, los parámetros que marcan las transiciones y configurarlos.

¹ Red Iberoamericana de Rehabilitación y Asistencia de Pacientes con Daño Neurológico mediante Exoesqueletos Robóticos de Bajo Coste, Programa Iberoamericano de Ciencia y Tecnología para el Desarrollo (CYTED). Referencia: 216RT0504

En cuanto a la configuración de la actuación, los patrones de estimulación son definidos para cada canal, y cada sub-fase de la marcha. Además, se pueden configurar rampas de activación con distintas pendientes, y inicio y fin como porcentaje de una sub-fase de la marcha. De esta forma, se logra adaptar a cualquier perfil de estimulación deseado para un ciclo de marcha.

Mediante un botón o señal externa, la NP puede inhibir cualquiera de los canales de estimulación en función de la configuración de estos, permitiendo de esta forma sincronizar la actuación con otros dispositivos externos.

3. Resultados

La H-GAIT NP fue probada en aplicaciones de compensación de caída planta y en un escenario de robótica híbrida con un exoesqueleto de miembro inferior unilateral. En ambas aplicaciones, la flexibilidad de la configuración su adaptación a los patrones, y herramientas de configuración han sido sumamente útiles. En la figura 1, se ve un ejemplo de un patrón configurado para compensación de hemiparesia mediante el uso de 4 canales.

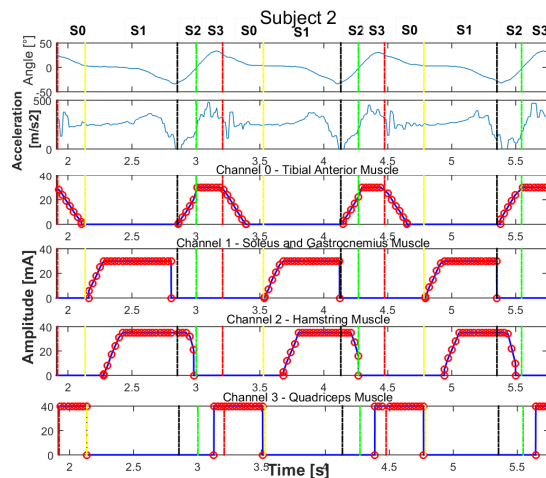


Figura 1. Ejemplo de perfil de estimulación de la NP-HGAIT para 4 canales para compensación de marcha en persona con hemiparesia.

4. Conclusiones

Una neuroprótesis motora para entrenamiento, rehabilitación o compensación de la marcha, debe ser sumamente flexible en la configuración de los patrones de estimulación ya que la marcha es una acción combinada de numerosos músculos, activados en distintos momentos del ciclo de distintas maneras. La NP H-GAIT mediante una serie de modos de funcionamiento y de funciones de configuración otorga la flexibilidad necesaria para ser utilizada en diferentes aplicaciones.

5. Referencias

- [1] L.A. Mendes, I.N. Lima, T. Souza, G. C. do Nascimento, V.R. Resqueti, and G. A. Fregonezi, “Motor neuroprosthesis for promoting recovery of function after stroke”. *Cochrane Database of Systematic Reviews*, (3), 2018.
- [2] A. J. D. Ama, A. D. Koutsou, J. C. Moreno, and J. L. Pons, “Review of hybrid exoskeletons to restore gait following spinal cord injury,” *Journal of Rehabilitation Research and Development*, vol. 49, pp. 497– 514, 2012.
- [3] W. K. Durfee, “Gait restoration by functional electrical stimulation,” in *collection of the Climbing and Walking Robots*, pp. 19–26, Springer, 2006.
- [4] N.O. Negard, *Controlled FES-assisted gait training for hemiplegic stroke patients based on inertial sensors*. PhD thesis, Technische Universität Berlin, 2009.
- [5] M. Loreiro, S. Brítez, S. Casco, J.C. Moreno, J.L. Pons, and F. Brunetti, “Neuroprosthetic device for functional training, compensation or rehabilitation of lower limbs during gait”. In *2019 9th International IEEE/EMBS Conference on Neural Engineering (NER)* (pp. 1183-1186), 2019.



5.

EXOESQUELETOS DE REHABILITACIÓN

ALICE Pediatric Exoskeleton: Pilot Clinical Study for Ambulatory and Occupational Rehabilitation

Jesús Tamez-Duque¹, Ulises Tamez-Duque¹, Paoline Coulson¹, Oseas Gutiérrez^{1,2} and Rogelio Soto²

Abstract

Following exoskeleton developments focused on ambulatory mobility solutions for adults, ALICE (INDI Ingeniería y Diseño, 2016) was designed to provide pediatric populations with a simple and accessible rehabilitation and mobility solution. After being allowed use with patients at the end of 2018, a study for functionality validation and design upgrades based on user feedback was proposed. The pilot clinical trial included subjects (N = 12) ranging from 10-15 years of age and presenting varying gait limitations. A final cohort (n = 6) used ALICE in full sessions. The protocol included basic mobility tasks: sit-to-stand, walk, and stand-to-sit. Results include (1) successful performance of all tasks by patients with partial and complete impairment of mobility functions, (2) multiple design upgrades primarily in ergonomic components, and (3) validation of patient-machine adaptability within 1 or 2 sessions per patient, depending on the level of motor impairment.

Keywords: exoskeleton, rehabilitation, pediatric, clinical, study, pilot.

1. Introduction

Powered exoskeletons continue to grow in numbers and popularity, still covering military and industrial uses but increasing attention in rehabilitation and motion-assistance [1,2]. Cybathlon 2016 (Zurich, Switzerland) showed devices still struggle to complete functions required for real-world integration, and pointed towards an increasing relevance regarding the integration of larger numbers of institutions and research groups into the development of powered exoskeletons [3,4]. Tecnológico de Monterrey and collaborators have, since, developed and tested various exoskeletons focused on decreasing integration costs while

providing equivalent functionality [5,6]. After the latest development of a pediatric exoskeleton which combined a low-cost approach with a focus on pediatric application [7], this work focuses on a pilot study developed in Monterrey, México, to validate functionality and to increase technology fit for patients. Clinical trials were primarily based on studies by White and Miller [8,9], within which experimental approaches were followed towards the evaluation of the functionality of exoskeletons and their effectivity in improving patient health and motor function. Subjects (Figure 1) included patients (N = 10) of ages 10-15 years presenting gait limitations due to different pathologies. 2 healthy subjects were also included for reference.



Figure 1. Patient with complete motion restriction in both legs. 12 subjects ages 10-15 years were included in the study with ALICE Pediatric Exoskeleton, including 10 patients with varying symptomathologies and 2 healthy subjects. Trials were performed at Zambrano Hellion Hospital in Monterrey, México.

2. Materials and Methods

2.1. The Exoskeleton

ALICE Pediatric Exoskeleton is focused on providing large populations of pediatric patients with

Financial support: Fondo de Innovación Tecnológica Secretaría de Economía - CONACYT 2018, Tecnológico de Monterrey, and INDI Ingeniería y Diseño SAPI de CV.

J. T. is with INDI Ingeniería y Diseño SAPI de CV, Monterrey, México (corresponding author: jtamez.indi@gmail.com).

U. T. is with INDI Ingeniería y Diseño (utamez.indi@gmail.com).

P. C. is with INDI Ingeniería y Diseño (pcoulson.indi@gmail.com).

O. G. is with Tecnológico de Monterrey, Monterrey, México (ogutierrez.indi@gmail.com).

R. S. is with Tecnológico de Monterrey (rsoto@tec.mx).

a solution which initially allows mobility within clinic and in household environments for specific periods of time, allowing a daily experience of independence and ambulation. Specific design cutbacks were implemented on characteristics such as the inclusion of ankle motors and the integration of the rechargeable battery within the exoskeleton's structure; this, to maximize ease of use and minimize complexity and cost.

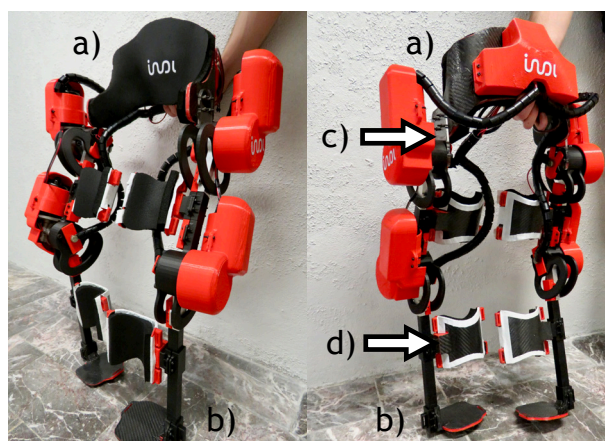


Figure 2. ALICE Exoskeleton with motor + electronics cases and cable covers. a) Hip: 3D-Printed + Carbon-Fiber-Reinforced. Combines ergonomic design with structural strength and flexibility. b) Feet: 3D Printing + Carbon Fiber. Velcro® (Velcro BVBA, UK) straps fasten the shoe to the robotic device. c) Hip-Leg Connector: 6 [mm] Acrylic. Allows for rapid substitution of the Hip to account for different-size users. d) Fastening Braces: 3D Printing + Carbon Fiber. Hold the users' legs from behind and encircle them with Velcro.

After development within a laboratory environment and initial single-subject testing, specific components and parts were identified as the most critical in requiring upgrades for desired patient fit and usability; however, increased usage with patients was required to clearly identify their weaknesses, whether or not such problems were present in a generalized manner for all subjects, and the best possible re-design strategy to maximize improvement for the majority of users. Some of these mechanical and ergonomic components are shown in Figure 2. Various initial areas of opportunity are also hereby described.

2.1.1 Hip

Patient fastening solutions were limited to Velcro® (Velcro BVBA, UK) straps running around the interior of the hip (between the structural piece and the ergonomic cushion) and around the user's waist;

this allowed for initial restraint of the exoskeleton to the user, but initial tests showed it was not enough to appropriately ensure simultaneous patient-device motion.

2.1.2 Feet

Initial design includes a primarily-rigid structure which covers half of the user's foot, and a Velcro strap going over and behind the shoe. In order to allow standing and walking tasks, it is critical to prevent the tip of the foot from falling while also allowing some flexibility. Uncertainty existed on whether or not the initial design would accomplish that.

2.1.4 Gait Pattern

Initial usage of the exoskeleton focused on discrete gait pattern routines controlled step-by-step using instructions generating independent and constrained motor motions (i.e. the operator instructs knee motor to move in the direction of negative degrees for 300 [ms], after which the motion stops and the instruction must be activated once more to continue the motion). This approach was favored to maximize safety for initial trials; an automated gait pattern would be required for greater autonomy in use.

2.2. The Clinical Protocol

Due to risk factors identified during exoskeleton fitting and final health-checks in clinic, four subjects were not able to perform tasks with ALICE. A final cohort (n = 6) of six pediatric subjects including 4 patients and 2 healthy subjects (10 to 15 years of age) underwent exoskeleton testing within Hospital Zambrano Hellion Tec de Monterrey (Monterrey, México). Cohort subjects included two patients with complete motor limitation in lower limbs.

2.2.1 Session Description

Four 1-hour exoskeleton sessions were performed by each subject. Tasks included sit-to-stand, walk, and stand-to-sit routines, in that order. The majority of subjects completed their sessions within a 4-week period, each being performed on a different week.

Healthy subjects participated first, which provided critical insight in regard to best practices in training subjects on how to use the exoskeleton device and

also related to exoskeleton fitting, maneuvering and operation in relation to external structures including handrails and weight-compensation cranes.

The leading medical doctor, additional rotatory medical staff at the hospital, and two engineers were present in each testing session, leading the patient, and ensuring proper and safe operation of the device. All subjects and parents signed an informed consent and a child's assent form after presentation and explanation of each. Both documents were approved by the review board of Hospital Zambrano Hellion. Parents were also present during all tests.

2.2.2 Testing Space

Equipment used included a chair coupled with extra cushions, parallel support bars, a weight-compensating crane and a wheeled cart where the operator's computer and battery were mounted to follow the subject during ambulation. Some of these are shown in Figure 3.

Depending on the subject, bar height was adjusted. Additionally, usage of the crane was evaluated per session; some subjects did not require the crane, while others required the crane during initial tests but were able to perform tasks without it afterwards.

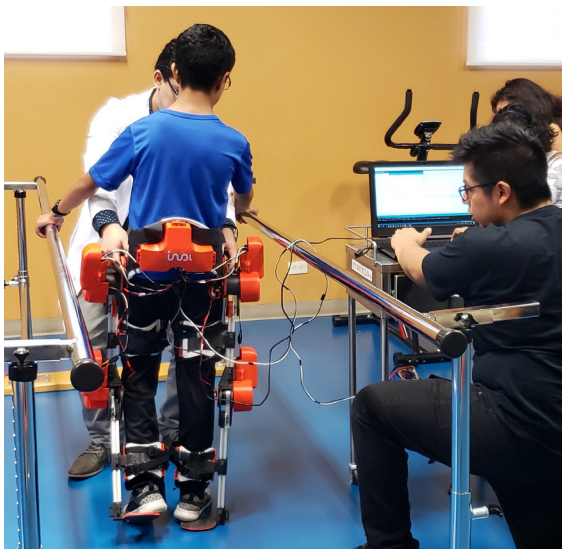


Figure 3. Patient performing walk task within testing space at Zambrano Hellion Hospital Monterrey, México. In this patient trial, the weight-compensation crane was not required; however, the patient is using parallel bars for balance. Gait pattern is being controlled by external operator shown right.

3. Results

Preliminary results show successful development in sit-to-stand, walk and stand-to-sit tasks with patients showing partial and complete mobility constraints.

An increased number of trials confirmed the need for proposed upgrades and additionally allowed various iterations of solution options. Some of these components are shown in their final and upgraded state, which allowed for successful patient use, in Figure 4.

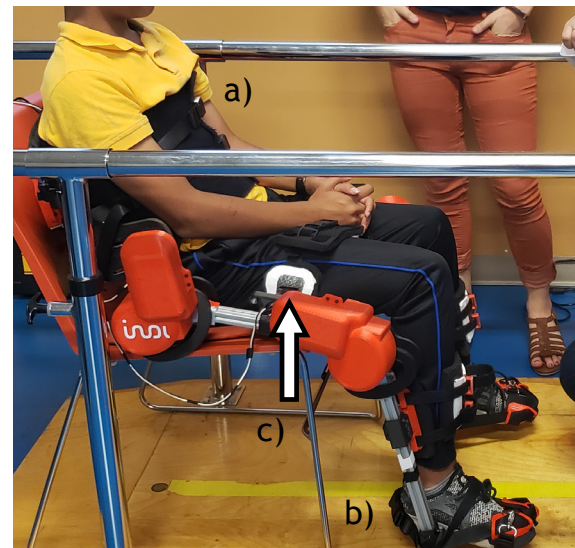


Figure 4. Patient wearing upgraded version of ALICE. a) Hip: Upgraded to increase fastening area. The entire torso is fastened and straps are included under the user's pelvis and around each leg. b) Feet: Decreased contact area with the ground. Fastening straps hold feet from the front. c) Fastening Braces: Modified geometry to easily fit different leg sizes. Fastening process is also simplified.

Upgrades which proved most critical relate to Hip and Feet; in both cases, fastening solutions were re-designed to not only increase support strength but to also restrain the user in a different way, providing support in directions not previously included (e.g. supporting the hip of the user horizontally, but also vertically through fastening the pelvis).

Initially, a reduced number of subjects were able to perform sit-to-stand task. Following mechanical upgrades on Hip, Feet, and Hip-Leg Connector components, subjects covering all included symptomathologies (partial and complete motor

restriction in lower limbs), were able to perform all three tasks of the protocol: sit-to-stand, walk and stand-to-sit.

Patients with partial mobility were able to perform walking routines with durations of 10 [min] in average. This allowed further evaluation of mechanical component performance and of the initial step-by-step, discrete, gait-pattern control; although such control scheme evidently does not provide a natural gait pattern, walking was successful and patients expressed comfort in performance.

Regardless of exoskeleton control being held by an external operator, subjects showed rapid adaptation to its operation; subjects were able to successfully develop tasks without hesitation or confusion after an average of one and a half sessions. Subjects with complete motor impairment required two full sessions to properly adapt to the exoskeleton.

4. Discussion

Successful trials including adequate performance on sit-to-stand, walk and stand-to-sit tasks with patients showing partially-constrained and completely-constrained mobility, are highly promising for short-term integration of ALICE Pediatric Exoskeleton in rehabilitation protocols within clinics.

Results with patients showing complete motor impairment in lower limbs imply this exoskeleton can, in its current design, effectively replace larger partial weight-bearing equipment (PWB) commonly found in rehabilitation centers.

Additional clinical trials should further provide data regarding clinical progression in specific pediatric populations with gait limitations; points of interest would include changes in spasticity, lower-extremity alignment and walking time/distance.

Acknowledgements

The authors would like to thank the staff at Zambrano Hellion Hospital for their constant support during our trials at their rehabilitation center. They would also like to thank the volunteers who participated and their families: your trust, patience

and words of support have fueled this effort through the years. Finally, the authors would like to thank Clelia Hernández and the staff at Secretaría de Economía, specifically José Martínez: their guidance and assistance in public-fund acquisition and administration have been critical to the financing of our work, from design to deployment.

References

1. J. Pons, "Wearable robots: biomechatronic exoskeletons" John Wiley & Sons, Ltd, 2008.
2. B. Marinov, Robot Systems-Is it time for crowdsourcing exoskeletons? Exoskeleton Report, [online] Available: <http://exoskeletonreport.com/2017/05/robot-systems-is-it-time-for-crowdsourcing-exoskeletons>.
3. Schrade, Stefan O. et al. "Development of VariLeg, an Exoskeleton with Variable Stiffness Actuation: First Results and User Evaluation from the CYBATHLON 2016." *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation* 15 (2018): 18. PMC. Web. 4 Oct. 2018.
4. N. Peter. "IHMC's Experience Competing in the Cybathlon Compared to the DARPA Robotics Challenge." *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation* 14 (2017): 112. PMC. Web. 4 Oct. 2018.
5. A. Frizera, F. Resquín, J. Moreno, F. Brunetti, J. Tamez-Duque, R. Soto, E. Rocon, A. del-Alma. "Estado de los exoesqueletos en Iberoamérica." *CYTED - Programa Iberoamericano de Ciencia y Tecnología para el Desarrollo, Spain* (2017): chapters 3, 4, 5 and 6.
6. C. Cantu, J. Tamez-Duque, S. Shimoda and R. Soto. "Design of a control system for a knee rehabilitation orthosis using a recovery status." *International Symposium on Wearable Robotics and Rehabilitation (WeRob), Houston, TX* (2017): pp. 1-2.
7. J. Tamez-Duque, G. Santos, O. Gutiérrez and R. Soto. "ALICE: An Elementary, Open-Source Powered Exoskeleton Platform for Ambulatory and Occupational Pediatric Rehabilitation." *VIII Jornadas AITADIS de Tecnologías de Apoyo a la Discapacidad. CDMX, México* (2018): pp. 20-21.
8. White et al., "The Effect of Using a Powered Exoskeleton Training Programme on Joint Range of Motion on Spinal Injured Individuals: A Pilot Study." *Int J Phys Ther Rehab* 2015, 1: 102.
9. Miller L, Zimmermann AK, Herbert WG. "Clinical effectiveness and safety of powered exoskeleton-assisted walking in patients with spinal cord injury: systematic review with metaanalysis." *Medical Devices: Evidence and Research* 2016: 9.

Planejamento de movimentos autônomos para uma órtese transparente de membros inferiores

Vitor G. Santos^a, Luís B. P. Nascimento^a, Daniel H. S. Fernandes^a, Diego S. Pereira^a,
Pablo J. Alsina^a, Adelardo A. D. Medeiros^a, Márcio V. Araújo^a

^aDepartamento de Engenharia de Computação e Automação, Universidade Federal do Rio Grande do Norte, Natal, RN, Brasil

Resumo

Nos últimos anos, diversos estudos relacionados a órteses ativas aplicadas em assistência à locomoção têm sido desenvolvidos. O principal objetivo desses dispositivos é auxiliar pessoas com algum grau de deficiência motora em atividades diárias, substituindo ou aumentando o movimento de articulações do corpo. Uma característica desejável para órteses ativas de membros inferiores é o planejamento de movimentos autônomos, de maneira que o movimento da órtese seja automaticamente adaptado de acordo com os obstáculos presentes no ambiente em que o usuário se encontra. Dessa maneira, esse artigo apresenta uma estratégia que inicialmente constrói um mapa local do ambiente e em seguida aplica um método de planejamento para encontrar um caminho livre de obstáculos que o usuário da órtese possa caminhar. Utilizamos um sensor RGB-D posicionado na cintura do usuário que fornece a nuvem de pontos do ambiente com o objetivo de realizar a segmentação das estruturas planares e então utilizamos o método da Espuma Probabilística para obter um caminho seguro.

Palavras-Chave: Órtese ativa, Caminhada assistiva, Transparência, Mapa Local, Ortholeg.

1. Introdução

De acordo com Arazpour (2015), órteses ativas são uma nova geração de dispositivos assistivos voltados para pessoas com lesão da medula espinhal e que são projetados para induzir movimento em juntas de membros inferiores paralisadas utilizando uma fonte de energia externa. Nos últimos anos, diversas pesquisas têm sido desenvolvidas relacionadas a esses dispositivos, focando principalmente em auxiliar pessoas com pouco ou nenhum movimento nas pernas, como os trabalhos de Farris (2011) e Esquenazi (2012).

Embora um grande progresso têm sido conquistado nesse século relacionado à implementação de órteses ativas, ainda existem muitas características que limitam a utilização desse equipamento, como dispositivos que são pesados, desconfortáveis, ruidosos e com uma interface mecânica ruim (Herr, 2009). Nesse contexto, a órtese Ortholeg (Araújo, 2015) é um dispositivo interessante pois foi desenvolvido baseado em uma nova solução conceitual chamada de transparência, que, segundo Melo (2017), pode ser definida como a capacidade da órtese de fazer com que a experiência da caminhada seja o mais natural possível e envolve diversos aspectos, como projeto mecânico leve e discreto, design ergonômico, eficiência energética e planejamento de movimentos autônomos. Para atender o critério de planejamento de movimentos autônomos, é importante desenvolver um sistema de visão computacional responsável por construir um mapa local do ambiente, fornecendo informações do tamanho e da localização dos obstáculos conforme o usuário caminha, e de uma estratégia de planejamento de caminho, que utiliza a informação do mapa local para computar caminhos livres de obstáculos, garantindo a segurança nos movimentos da órtese ativa.

Usuários de órteses ativas podem se deparar com diversas formas de obstáculos ao caminhar em ambientes urbanos, o que pode acabar resultando em acidentes de percurso. Neste trabalho, será focado apenas na análise de obstáculos que podem ser modelados como superfícies planas, tais como meios-fios, degraus, rampas ou escadas, uma vez que essas estruturas são facilmente encontradas em uma simples caminhada.

Dessa forma, neste artigo será apresentado uma nova solução relacionada ao planejamento de movimentos autônomos para a órtese Ortholeg 2.0 (Gloger, 2015), mostrada nas Figuras 1a e 1b. Será utilizado um sensor

RGB-D para capturar informações tridimensionais do ambiente em frente da órtese na forma de nuvem de pontos e segmentar a região em diferentes planos. Em seguida, o método da Espuma Probabilística (Silveira, 2016) será utilizado para computar um caminho que a órtese possa realizar de forma segura e sem colisão.

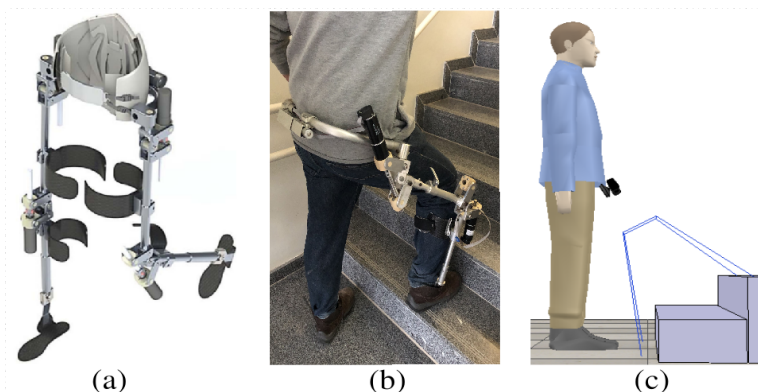


Figura 1. (a) Projeto da Ortholeg 2.0 e (b) versão em desenvolvimento. (c) Posição do sensor RGB-D no usuário.

Este artigo está organizado da seguinte forma: A seção 2 introduz a metodologia utilizada para criar um mapa local do ambiente. A seção 3 define o método da Espuma Probabilística utilizado para realizar o planejamento de caminho. E, por último, a seção 4 apresenta a conclusão e discussões sobre a estratégia proposta.

2. Mapa Local

Em grande parte dos ambientes criados pelos homens, as estruturas podem ser aproximadas por um conjunto de regiões planares onde cada plano possui uma orientação distinta. Em geral, obstáculos são caracterizados como planos verticais (paredes, postes, muros), e regiões transitáveis são definidas por planos horizontais (chão, degraus, escadas) ou planos com pequenas inclinações (rampas). Desta maneira, uma forma plausível de detectar a existência de possíveis obstáculos e regiões transitáveis é através da detecção de planos.

Neste trabalho, decidimos utilizar um sensor Kinect acoplado na cintura do usuário fornecendo informações até dois passos à frente do usuário, como mostrado na Figura 1c. O dado de aquisição é a nuvem de pontos, que pode ser definida como um conjunto de pontos onde cada ponto está associado por coordenadas x , y e z que representam a localização no espaço tridimensional do ponto em relação ao sistema referencial da câmera. O processo de criação do mapa local envolvendo estruturas planares pode ser dividido em três etapas principais: a filtragem, a segmentação de planos e a determinação se os planos detectados representam obstáculos ou regiões transitáveis.

Realizar o processamento de uma nuvem de pontos em aplicações que demandam uma resposta rápida do sistema pode se tornar um desafio devido a grande quantidade de informação que um sensor RGB-D fornece. Felizmente, muitos desses pontos apresentam informações redundantes e podem ser descartados. Dessa forma, a primeira etapa da metodologia é a aplicação do processo de filtragem chamado de filtro de Voxel. Esta estratégia cria um conjunto de pequenas caixas tridimensionais (chamadas de voxel) na nuvem de pontos e então aproxima a nuvem de pontos original pelo centróide de cada voxel.

Para realizar a segmentação de planos, optamos por utilizar o método de RANSAC (Fisher, 1981), visto que é uma estratégia rápida, teoricamente simples e produziu resultados satisfatórios. O RANSAC, quando aplicado na detecção de planos, inicialmente seleciona três pontos aleatórios na nuvem de pontos e determina o plano definido pelos pontos selecionados. Em seguida, todos os pontos da nuvem que pertencem ao plano hipotético considerando um determinado limiar são contabilizados. Esse procedimento é repetido N vezes e o plano que tiver o maior número de pontos dentro do limiar estabelecido é selecionado como sendo o plano dominante. Essa metodologia do RANSAC encontra apenas um plano, assim, como queremos detectar vários planos no ambiente, aplicamos o algoritmo de RANSAC diversas vezes até que o plano dominante detectado tenha uma quantidade de pontos inferior a um outro determinado limiar.

Uma vez que o processo de segmentação tenha finalizado, é possível calcular um vetor que seja normal à cada plano detectado. Assim, dependendo da orientação desse vetor, é possível determinar se o plano em questão representa um obstáculo ou uma região transitável. A Figura 2 mostra um resultado prático de cada etapa descrita nessa seção considerando que o usuário está de frente a uma escada. É interessante perceber como os vetores normais de planos horizontais possuem uma direção parecida, que será utilizado para caracterizá-los como áreas transitáveis.

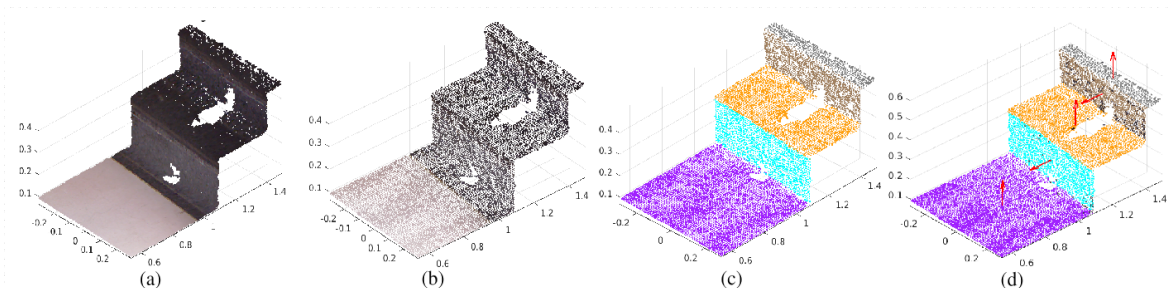


Figura 2: Construção de um mapa local para uma escada: (a) Nuvem de pontos original; (b) Nuvem de pontos ao aplicar o processo de filtragem; (c) Segmentação de planos e (d) Obtenção dos vetores normais aos planos.

3. Planejamento de Caminho

Uma vez que as informações sobre os obstáculos no ambiente em frente do usuário tenham sido computadas, é necessário utilizar esse mapa local para estabelecer um caminho seguro que a órtese possa caminhar. Como estamos lidando com tecnologia assistiva, é imprescindível garantir a segurança do usuário no processo da caminhada. Além disso, é desejável que os movimentos realizados pela órtese sejam o mais antropomórficos possíveis, obedecendo ao conceito de transparência. Dessa forma, com o objetivo de atender aos requisitos mencionados, foi aplicado um método chamado de Espuma Probabilística (PFM), visto que esse método permite gerar caminhos com a garantia de um maior grau de segurança.

Em Nascimento (2018), a metodologia da Espuma Probabilística foi aplicada para a Ortholeg 2.0 utilizando simulações para superar um obstáculo simples, onde foram utilizadas três variáveis de configuração: os ângulos do quadril e do joelho e o deslocamento horizontal do quadril. A Figura 3a mostra as configurações inicial ($q_{inicial}$) e final (q_{final}) do movimento que a órtese deve realizar considerando a tarefa de subir uma escada. O movimento gerado pelo PFM para essa configuração está mostrado na Figura 3b.

Como pode ser observado pela Figura 3b, o caminho resultante não gerou um movimento muito antropomórfico. Entretanto, estratégias de suavização podem ser aplicadas no caminho original fornecido pelo método da Espuma Probabilística, gerando caminhos mais antropomórficos e que ainda garantem a segurança do usuário. A Figura 3c ilustra um exemplo da utilização de uma técnica de suavização aplicado no caminho original, que resultou em um caminho mais suave.

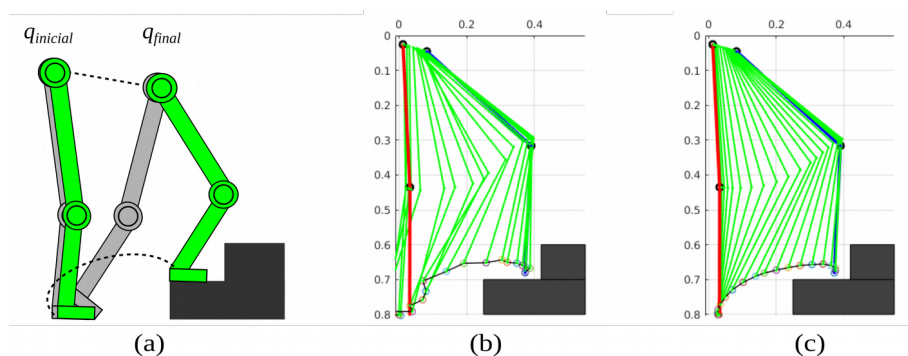


Figura 3: (a) Cenário no espaço de trabalho; (b) Movimento de uma perna para o caminho resultante; (c) Movimento mais antropomórfico utilizando uma técnica de suavização.

4. Conclusão

Este trabalho apresentou uma nova metodologia voltada para realizar o planejamento de movimentos autônomos para uma órtese ativa. A estratégia apresentada envolve inicialmente a criação de um mapa local usando um sensor RGB-D, onde segmentos de planos foram detectados e classificados como obstáculos ou regiões transitáveis dependendo da orientação de seu vetor normal, e, em seguida, o método da Espuma Probabilística foi aplicado para gerar um caminho seguro no qual o usuário da órtese possa caminhar.

Resultados práticos envolvendo a obtenção do mapa local para um cenário específico mostram que a estratégia utilizada é capaz de detectar adequadamente planos que compõem o ambiente. Além disso, o método de planejamento também é capaz de gerar caminhos livres de colisões, e, através da utilização de uma estratégia de suavização, o caminho também se torna mais antropomórfico. Atualmente, as duas metodologias funcionam apenas separadamente, assim, trabalhos futuros envolvem a integração desses dois módulos juntamente com o restante do sistema embarcado da órtese.

Agradecimentos

O presente trabalho foi realizado com o apoio da Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior – Brasil (CAPES) – Código de Financiamento 001.

5. Referências

- Arazpour, M., Hutchins, S. W., & Ahmadi Bani, M. (2015). The efficacy of powered orthoses on walking in persons with paraplegia. *Prosthetics and orthotics international*, 39(2), 90-99.
- Farris, R. J., Quintero, H. A., & Goldfarb, M. (2011). Preliminary evaluation of a powered lower limb orthosis to aid walking in paraplegic individuals. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 19(6), 652-659.
- Esquenazi, A., Talaty, M., Packel, A., & Saulino, M. (2012). The ReWalk powered exoskeleton to restore ambulatory function to individuals with thoracic-level motor-complete spinal cord injury. *American journal of physical medicine & rehabilitation*, 91(11), 911-921.
- Herr, H. (2009). Exoskeletons and orthoses: classification, design challenges and future directions. *Journal of neuroengineering and rehabilitation*, 6(1), 21.
- Araujo, M. V., Alsina, P. J., Roza, V. C. C., & Melo, N. B. (2015). Powered orthosis ortholeg: Design and development. *IEEE Latin America Transactions*, 13(1), 90-95.
- Melo, N. B., Dorea, C. E., Alsina, P. J., Araujo, M. V., & Gloger, M. (2017). Ortholeg 2.0-Design of a Transparent Active Orthosis. *IEEE Latin America Transactions*, 15(10), 1869-1874.
- Gloger, M., Alsina, P. J., & Melo, N. B. (2015, November). Ortholeg 2.0-a new design for a lower limb active orthosis. In *2015 International Symposium on Micro-NanoMechatronics and Human Science (MHS)* (pp. 1-7). IEEE.
- Silveira, Y. S., & Alsina, P. J. (2016, October). A New Robot Path Planning Method Based on Probabilistic Foam. In *2016 XIII Latin American Robotics Symposium and IV Brazilian Robotics Symposium (LARS/SBR)* (pp. 217-222). IEEE.
- Fischler, M. A., & Bolles, R. C. (1981). Random sample consensus: a paradigm for model fitting with applications to image analysis and automated cartography. *Communications of the ACM*, 24(6), 381-395.
- Nascimento, L. B. P., Pereira, D. S., Sanca, A. S., Eugenio, K. J. S., Fernandes, D. H. S., Alsina, P. J., & Silva, M. R. (2018, November). Safe Path Planning Based on Probabilistic Foam for a Lower Limb Active Orthosis to Overcoming an Obstacle. In *2018 Latin American Robotic Symposium, 2018 Brazilian Symposium on Robotics and 2018 Workshop on Robotics in Education* (pp. 413-419). IEEE.

Equipamiento Ortésico de Accionamiento Electro-Mecánico con Sensores Inerciales para Rodilla

Nelson Acosta^{a,c,e}, Alejandro CRUZ^{b,c}, Federico ASTETE^d, Alejandro KERMEN^d, Andrea VIDAL^d, y Luciano VIALE^d

^a Universidad Nacional del Centro de la Provincia de Buenos Aires, Facultad Cs. Exactas, NICE (Núcleo de Inteligencia Comportamental Empresarial), Tandil, BsAs, Argentina;

^b Universidad Nacional de Chilecito, Escuela de Ingeniería, Chilecito, La Rioja;

^c Tecnología LINDA SRL, Calle 111, Parque Industrial Tandil, Tandil, BsAs, Argentina;

^d Universidad Nacional de San Martín, Centro Asistencial Universitario, San Martín, BsAs, Argentina;

^e Universidad Nacional de Tres de Febrero, Departamento de Ingeniería, Caseros, BsAs, Argentina;

Palabras clave:

Trastornos en la marcha, Afecciones neurológicas, Ortesis dinámica de rodilla

Resumen

Un porcentaje significativo de pacientes con afecciones neurológicas tienen trastornos en la marcha. La marcha de estos pacientes es lenta, con menor longitud del paso, con compromiso en las transferencias y descargas de peso y dificultad para extender la rodilla. Las ortesis dinámicas se utilizan para asistir a estos pacientes en el movimiento de extensión de rodilla, mejorando la velocidad y longitud del paso brindando seguridad en las transferencias de peso. En nuestro país, dicho equipamiento es de origen importado siendo muy costoso y por lo tanto poco accesible a la población.

Planteamos el desarrollo de una ortesis dinámica, universal, de bajo costo, con articulación mecánica de rodilla, con control por bloqueo electrónico, para pacientes neurológicos con trastornos en la marcha. El sistema desarrollado se basa en un microcontrolador con un servomotor con reducción planetaria de alto torque. La detección de accionamiento se realiza utilizando una unidad de medición inercial con giróscopo y acelerómetro, alimentado por una batería de litio que permite su uso intensivo por 4 horas.

1.-Introducción

Un porcentaje significativo de pacientes con discapacidad motriz tienen trastornos en la marcha. Aproximadamente un 50% de los pacientes con ACV, un 75% de los pacientes con esclerosis múltiple [1], entre otros, presentan compromiso al caminar requiriendo el uso de bastones, andadores, ortesis, etc. La marcha de estos pacientes es más lenta, con menor longitud del paso, con compromiso en las transferencias y descargas de peso entre un miembro y el contralateral [2]. Los trastornos en la marcha acarrearán riesgo de caídas (fracturas, traumas de cráneo, etc.), mayor fatiga, dolores musculoesqueléticos, comprometiendo finalmente la participación y el desempeño en diversas actividades de las personas con discapacidad, afectando finalmente su calidad de vida.

Las ortesis largas convencionales para miembros inferiores bloquean a la rodilla en extensión favoreciendo el alineamiento de los distintos complejos articulares del miembro, sin asistir mecánicamente al movimiento de la rodilla en flexo-extensión [3]. La marcha con traba de rodilla se vuelve más segura, pero a su vez más lenta ocasionando mayor fatiga, dolores articulares y no permitiendo rehabilitar la flexo-extensión de la rodilla, debilitando con el tiempo a los grupos musculares involucrados [4]. Las ortesis dinámicas son las indicadas para asistir al paciente en el movimiento de la rodilla. Actualmente estas ortesis no se fabrican en nuestro país, siendo muy costosas y por lo tanto poco accesibles a la población. Planteamos el desarrollo de una ortesis dinámica, universal, de bajo costo, con articulación mecánica de rodilla, con control por bloqueo electrónico, para pacientes con trastornos en la marcha de causa ortopédica y/o neurológica.

No existe en el mercado nacional ninguna ortesis de rodilla inteligente que cumpla con las características técnicas de nuestra propuesta. Los únicos productos que presentan algunas similitudes con nuestro modelo son de industria alemana (*Otto Bock*) y estadounidense (*Becker*) [5, 6, 7]. Lo novedoso de nuestro producto es que

fue fabricado con un sistema electro-mecánico (articulación) de baja tecnología y reducido costo. Esto permite que el dispositivo y sus repuestos sean accesibles, desde un punto de vista económico para el usuario [8].

2.-Dispositivo

La ortesis construida de aluminio aeronáutico (6061-T6) soporta el peso del cuerpo del usuario de forma externa (Fig. 1), con la mínima deformación gracias a dos pliegues que le dan mayor rigidez estructural. Sobre esa base se ha mecanizado un centro que permite articular las dos partes de la pierna, donde en la parte superior se sostiene tanto el sistema de servomotores como toda la electrónica (batería, microprocesador, sensores). El mecanizado interno es muy delgado y sin funcionalidad, mientras que en el externo se monta el eje del engranaje de la reductora del servomotor. El funcionamiento básico permite trabar la pierna estirada o contraer la pierna, de tal forma que el usuario avance en una caminata bastante natural.

El movimiento es realizado por medio de un sistema de servomotores de bajas prestaciones y muy económico. Debido a que la fuerza de un solo servomotor no permitía el movimiento natural, se desarrolló un sistema que permite duplicar el torque al generar el movimiento a través de dos servomotores en simultáneo, que comparten un mismo eje de transmisión que llega a la reductora.

El mecanismo mencionado se activa a los -20° de extensión de rodilla. La incorporación de sensores inerciales permite conocer el grado de excursión articular, y de esta manera, accionar el servo-mecanismo en el momento oportuno.



Fig. 1. Detalles del dispositivo desarrollado

El primer prototipo fue financiado por el Ministerio de Ciencia y Tecnología en el marco de la convocatoria 2017 de los Proyectos de Tecnologías para la Inclusión Social (TIS), realizada por el Programa Consejo de la Demanda de Actores Sociales (PROCODAS), y realizado en conjunto con la empresa Tecnología Linda SRL de la ciudad de Tandil.

La ortesis utiliza el sistema de servomotores para facilitar el movimiento de la rodilla, en el sentido de la extensión (Fig. 2.a) permitiendo trabar la pierna estirada, mientras que levanta la pierna para permitir el paso de forma segura (Fig. 2.b). Este movimiento es controlado por un microcontrolador de 16 bits, asistido por una etapa de potencia para mover el servomotor, y sensores inerciales para detectar cuando es necesario el movimiento. El servomotor cuenta con una reducción planetaria de alto torque, con engranajes de acero en baño permanente de aceite, diseño que contempla una larga vida útil.

El sistema de control se ejecuta en el microcontrolador a una frecuencia configurable de entre 40 y 200 Hertz (ciclos de ejecución por segundo), lo que permite ajustar la respuesta para la detección de intensidad de dar un paso, y permite detectar la etapa de la caminata más rápido.

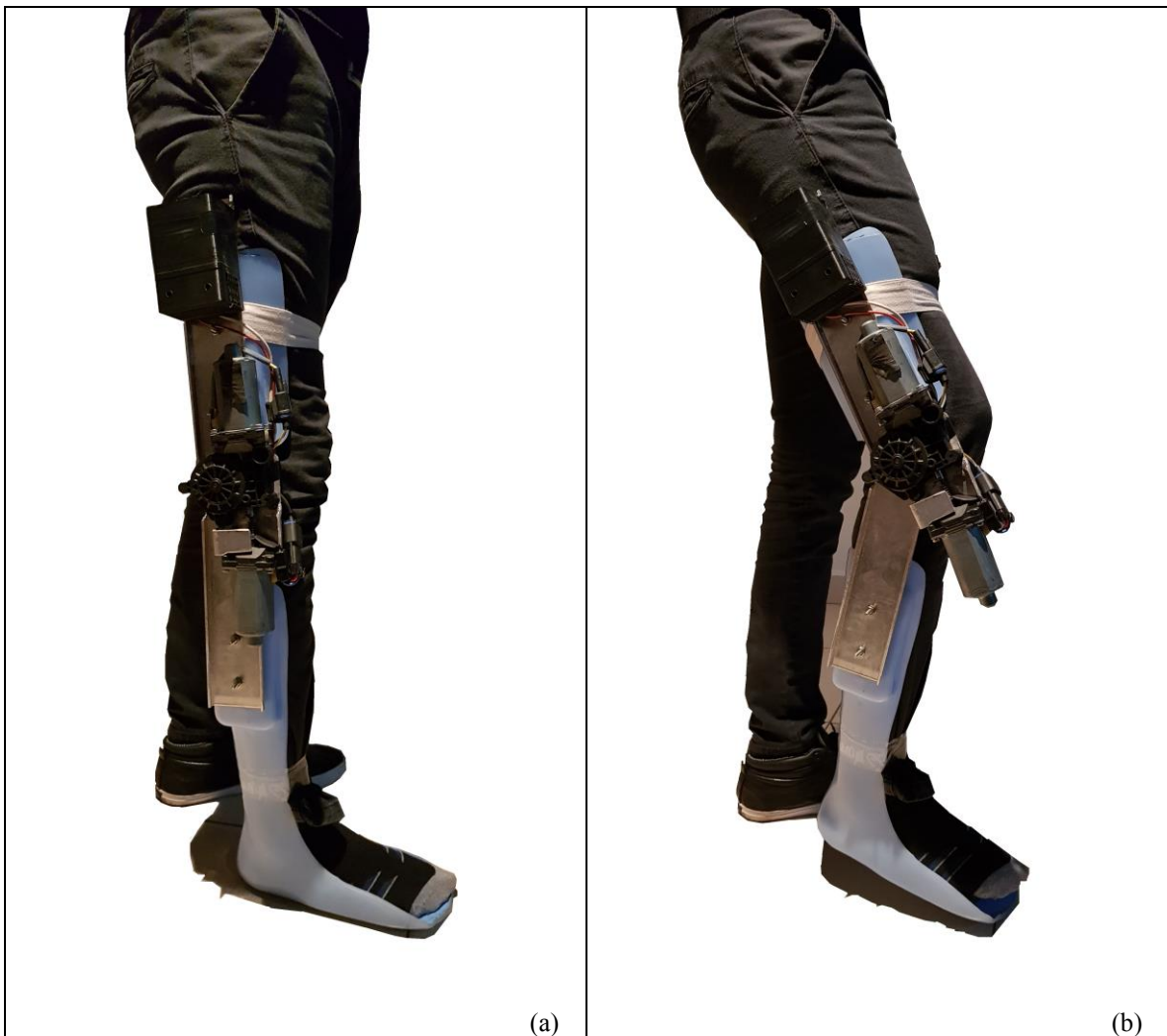


Fig. 2. Se muestra el dispositivo instalado durante una prueba. (a) con pierna en plena elongación apoyada sobre el piso. (b) con la pierna flexionada permitiendo el avance de un paso durante el caminar.

La detección de accionamiento se realiza utilizando una unidad de medición inercial con giróscopo y acelerómetro de 3 ejes que permiten tomar 2k muestras por segundo. El equipo de sensores está dispuesto en la parte inferior de la pierna, debajo de la rodilla, de tal forma que permite capturar todo el movimiento completo en el caminar. Los planos de captura de aceleraciones es: X para el del piso, Y para la parte posterior (espalda) del usuario, y Z para el de la vertical del usuario. El análisis de estos datos permite la detección previa al paso destacado en el eje Z, donde se provocan los picos, que muestran la intensidad del paso (Fig. 3).

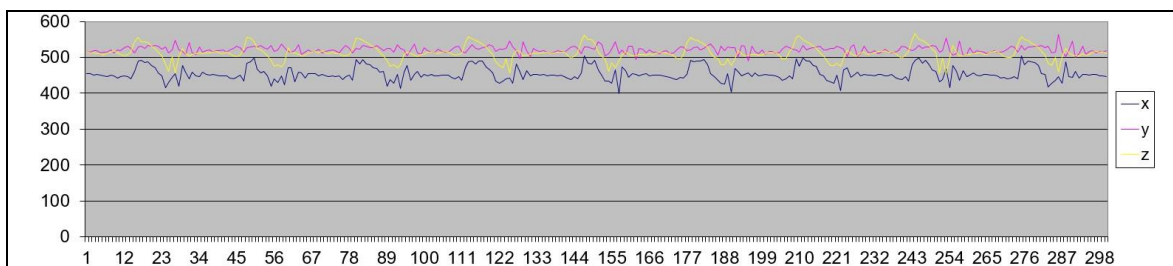


Fig. 3. Captura de las señales de los 3 canales del acelerómetro, dispuestos en los 3 ejes

La detección del paso se realiza utilizando patrones de señales de los tres planos, donde se trabaja con un número de registros de entre 10 y 50 como ventana activa de observación, lo que representa entre 200 y 40 valores del movimiento, y permite la detección de la intensidad del paso.

Batería de iones de litio de 12 volts y 4 A/H, de gran capacidad que permite su uso intensivo por hasta 4 horas, y tiene una carga lenta de 8 horas o una carga rápida al 70% luego de 2 horas.

3.-Participantes del Proyecto

Este desarrollo ha vinculado a tres instituciones, dos universidades y una empresa. El Centro Asistencial Universitario, de la Universidad Nacional de San Martín, es un instituto de rehabilitación que asiste pacientes adultos y pediátricos con discapacidad psicofísica, impartiendo docencia de grado, en las carreras de Terapia Ocupacional y Ortesis y Prótesis, así como de investigación clínica. El Núcleo de Inteligencia Comportamental Empresarial (NICE) de la Facultad de Ciencias Exactas de la Universidad Nacional del Centro de la Provincia de Buenos Aires, es un instituto de investigación en desarrollo de software, inteligencia artificial y robótica aplicada con profesionales de reconocida trayectoria en investigación informática. Por otra parte, Tecnología LINDA SRL es una microempresa dedicada al desarrollo para comercialización de productos médicos y deportivos, basados en la aplicación de tecnología robótica, realidad virtual y realidad aumentada, principalmente orientados a entrenamiento y movilidad.

4.-Conclusiones y Futuros Trabajos

A partir de nuestra experiencia como profesionales de la salud, desprendida de la observación y el análisis permanente de las necesidades y de las demandas de nuestros pacientes, fabricamos una de ortesis dinámica, universal, accesible a todos, de bajo costo, comfortable y funcional, que mejore sustancialmente la marcha para pacientes con enfermedades neuro-ortopédicas, que promueva la participación, la mejora en la calidad de vida y la inclusión de la persona con discapacidad motriz.

Como ventajas de nuestro dispositivo, destacamos que es de fácil colocación para personas con movilidad reducida, puede utilizarse durante la práctica de un deporte, en el ámbito laboral/educativo o asociado a otras terapias como el tratamiento de kinesiología. Su diseño es estético buscando la adherencia del paciente al tratamiento. La utilización de tecnología de bajo costo hace que el dispositivo sea accesible desde un punto de vista económico. La asistencia a la extensión de rodilla, provista por el dispositivo, puede ajustarse de acuerdo a los requerimientos del usuario.

El gran problema abierto y a resolver en este desarrollo radicó en la selección de los servomotores, ya que debido a las restricciones presupuestarias con las que definimos el proyecto. Se busca con motores de 130 euros obtener un comportamiento similar al de los motores de 5400 euros.

Como futuros trabajos, se realizará el análisis de torque con varios otros servomotores de bajo costo buscando maximizar su comportamiento, para seleccionar el óptimo. Por otra parte, se realizará un estudio de patrones para otras funciones de desplazamientos, tales como subir o bajar escaleras, o andar en bicicleta.

Referencias

- [1]. Tian F, Hefzy MS, Elahinia M. State of the art review of knee-ankle-foot orthoses. *Ann Biomed Eng.* 2015 Feb;43(2):427-41.
- [2]. Farah JD, Baddour N, Lemaire ED. Design, development, and evaluation of a local sensor-based gait phase recognition system using a logistic model decision tree for orthosis-control. *J Neuroeng Rehabil.* 2019 Feb 1; 16(1):22.
- [3]. Figueiredo J, Felix P, Santos CP, Moreno JC. Towards human-knee orthosis interaction based on adaptive impedance control through stiffness adjustment. *IEEE IntConfRehabil Robot.* 2017 Jul; 2017:406-411.
- [4]. Yakimovich T, Lemaire ED, Kofman J. Engineering design review of stance-control knee-ankle-foot orthoses. *Journal of Rehabilitation Research & Development.* 2009, 46 (2):257-267.
- [5]. Irby SE, Bernhardt KA, Kaufman KR. Gait of stance control orthosis users: the dynamic knee brace system. *Prosthet Orthot Int.* 2005, 29(3):269-82.
- [6]. Pröbsting E, Kannenberg A, Zacharias B. Safety and walking ability of KAFO users with the C-Brace® Orthotronic Mobility System, a new microprocessor stance and swing control orthosis. *Prosthetics and Orthotics International.* 2017,41(1):65–77.
- [7]. Schmalz T, Pröbsting E, Auberger R, Siewert G. A functional comparison of conventional knee–ankle–foot orthoses and a microprocessor-controlled leg orthosis system based on biomechanical parameters. *Prosthetics and Orthotics International* 2016, Vol. 40(2):277–286.
- [8] Página web oficial de Realwalker: www.realwalker.com.ar +

Rehabilitación de fracturas de mano y muñeca con órtesis robóticas

Moreno Arango Juan¹, Gil Henao Gilberto Andrés², Gómez Rendón José Fernando³,
Becerra Velásquez Jimena⁴, Gil Guerrero María Alejandra⁵

¹ Médico General e Ingeniero Electrónico, Colombia, juan_david_moreno@yahoo.com

² Ortopedista Especialista en Mano, Colombia, andresgilhenao@gmail.com

³ Médico Fisiatra, Colombia, gomezjfd@gmail.com

⁴ Fisioterapeuta especialista en Trauma, Colombia, jimenebeve@hotmail.com

⁵ Estudiante de Medicina, Colombia, magilg97@gmail.com

Resumen: *Introducción: El presente estudio es una serie de casos clínicos que describe los resultados en el tratamiento de las fracturas de mano y muñeca, realizado por el grupo de investigación F-CIBER-HAND en Manizales / Colombia; integra el manejo quirúrgico de la fractura, la rehabilitación convencional y la rehabilitación con órtesis robóticas. Materiales y Métodos: Se seleccionaron diez (10) pacientes con fracturas de mano y diez (10) pacientes con fracturas de muñeca, los cuales presentaron limitación funcional después de dos semanas del posoperatorio, se les practicó terapia física y movilización pasiva con las órtesis robóticas PRO-Dix y PRO-Wix. Resultados: Todos los pacientes tuvieron mejoría funcional según escala DASH, disminución de la intensidad del dolor según EVA, y recuperación del arco de movilidad articular según goniometría; además retornaron a las actividades de la vida diaria que realizaban previas a la fractura. Conclusiones: La movilización pasiva con órtesis robóticas complementa eficazmente la terapia física en pacientes posquirúrgicos de fracturas de mano y muñeca, favoreciendo la recuperación de los arcos de movilidad articular. Nivel de evidencia: El estudio genera evidencia clínica nivel IV de que el uso de órtesis robóticas disminuye la rigidez articular y la pérdida del arco articular en pacientes posquirúrgicos de fracturas de mano y muñeca respectivamente.*

Palabras clave: *Fracturas de mano, Exoesqueleto, Órtesis robótica, Escala DASH, Escala visual análoga (EVA).*

1. Introducción: Las fracturas de mano y muñeca son una causa frecuente de consulta en los servicios de urgencias, en general responden bien al tratamiento conservador que implica inmovilización con férulas de yeso y posterior rehabilitación. Sin embargo, el tratamiento conservador puede llevar a complicaciones que generan algún grado de discapacidad, por ello se han implementado nuevas técnicas quirúrgicas mínimamente invasivas y con materiales de osteosíntesis diseñados exclusivamente para obtener mejores resultados funcionales en los pacientes. Con el tratamiento quirúrgico también se presentan complicaciones frecuentes que conllevan a limitación funcional, sobre todo en las fracturas conminutas o intra-articulares a nivel de falanges, metacarpianos y muñeca, lo cual implica que el éxito del tratamiento incluya un programa de terapia física en el que la movilización pasiva temprana juega un papel importante.

2. Antecedentes: Las fracturas de la mano son causadas principalmente por caídas y accidentes laborales, el 70% se producen entre los 11 y 45 años^[1] y tienen una incidencia de 13.6 por cada 100.000 personas-año^[2]. Las fracturas de radio distal se producen por caídas con la mano extendida y la muñeca en dorsiflexión^[3], representan el 25% de fracturas en la población pediátrica y el 18% de fracturas en adultos de edad avanzada, y tiene una incidencia mayor a 640.000 casos nuevos al año^[4]. La mayoría de las fracturas de mano son estables y evolucionan bien con férulas de protección^[5,6], el tratamiento quirúrgico facilita la consolidación de la fractura^[6,7] y la rigidez articular es la complicación más frecuente^[8]. En las fracturas de radio distal el tratamiento conservador mediante reducción cerrada e inmovilización con férula de yeso se recomienda en fracturas estables cuando se logra una adecuada reducción, el tratamiento quirúrgico está indicado en fracturas inestables mediante osteosíntesis mínimamente invasiva con placas de bloqueo volar^[9] y la complicación más frecuentes es la pérdida de movimiento hasta el 31% relacionada con pérdida del arco de movilidad y rigidez de los dedos^[10]. El éxito de la rehabilitación de las fracturas de mano y muñeca implica mantener la estabilidad de la fractura y favorecer la movilización precoz^[11].

3. Metodología:

3.1. Selección de pacientes: Se seleccionaron diez (10) pacientes con rigidez articular en posquirúrgicos de fracturas de mano y diez (10) pacientes con limitación funcional en posquirúrgicos de fracturas de muñeca.

3.2. Intervenciones: Realizadas por el equipo de salud especialista en mano (Grupo de investigación en rehabilitación): 1) El médico ortopedista especialista en cirugía de mano realizó reducción abierta de la fractura más osteosíntesis y seguimiento clínico - radiográfico en el posquirúrgico. 2) El médico fisiatra realizó valoración inicial y final para describir las secuelas traumáticas, la funcionalidad, la intensidad del dolor y los arcos de movilidad. 3) La especialista en intervención fisioterapéutica en ortopedia y traumatología aplicó el protocolo de rehabilitación convencional. 4) Ingeniería biomédica supervisó las sesiones de terapia con órtesis robóticas en mano y muñeca.

3.3. Protocolo de rehabilitación: El protocolo de rehabilitación se consideró hasta las ocho (8) semanas del posquirúrgico o hasta evidenciar recuperación total de los arcos de movilidad articular. Rehabilitación convencional: máximo 10 sesiones de terapia física, con una frecuencia de tres (3) por semana y con una duración de 60 minutos. Rehabilitación robótica: máximo 12 sesiones de movilización pasiva con órtesis robóticas, con una frecuencia de tres (3) por semana (lunes, miércoles y viernes) y con duración de 30 minutos cada una.

3.4. Instrumentos: Los instrumentos utilizados fueron: Historia clínica, Disabilities of the arm, shoulder and hand score (DASH), escala visual análoga del dolor (EVA), Goniometro.

3.5. Equipos: La movilización pasiva de las articulaciones metacarpofalángicas se realizó con las órtesis robóticas PRO-Dix y PRO-Wix, para conocer los detalles de diseño y fabricación de esta tecnología puede consultar las memorias del congreso Iberdiscap 2017^[12]



Figura 1. Radiografías posquirúrgicos de fracturas de mano.

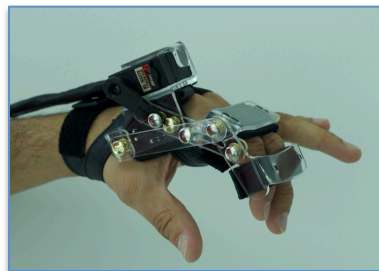


Figura 2. Exoesqueleto PRO-Dix.



Figura 3. Radiografías posquirúrgicos de fracturas de muñeca.

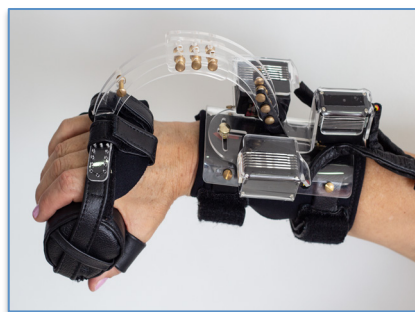


Figura 4. Exoesqueleto PRO-Wix.

4. Resultados:

4.1 Tablas de resultados:

- Tabla I: Medición inicial y final de las variables dolor, funcionalidad y arcos de movilidad en pacientes con fracturas de mano:

N	EVA INICIAL	EVA FINAL	DASH INICIAL	DASH FINAL	DEDOS CON LIMITACIÓN	FLEXIÓN INICIAL	FLEXIÓN FINAL	EXTENSIÓN INICIAL	EXTENSIÓN FINAL
1	3	1	50,00	11,00	II	45°	90°	0°	0°
2	3	2	69,85	14,70	V	30°	45°	0°	0°
3	8	0	83,82	0,00	IV	60°	80°	0°	0°
4	4	1	59,16	12,50	V	75°	90°	-30°	0°
5	4	1	50,00	11,66	II	45°	90°	0°	0°
6	5	2	54,84 50,00	14,70 11,00	IV	70°	90°	0°	0°
					V	45°	90°	0°	0°
7	2	1	69,85	14,70	II	60°	90°	0°	0°
					III	45°	85°	0°	0°
8	6	2	61,32	16,91	III	75°	85°	0°	0°
					IV	60°	75°	0°	0°
					V	65°	75°	0°	0°
9	8	4	87,50	33,82	II	50°	75°	0°	0°
					III	45°	70°	0°	0°
					IV	45°	80°	0°	0°
					V	60°	80°	0°	0°
10	5	5	72,50	52,94	IV	75°	90°	0°	0°
					V	45°	60°	0°	0°

- Tabla II: Medición inicial y final de las variables dolor, funcionalidad y arcos de movilidad en pacientes con fracturas de muñeca:

N	EVA INI	EVA FIN	DASH INI	DASH FIN	FLEX INI	FLEX FIN	EXT INI	EXT FIN	DR INI	DR FIN	DU INI	DU FIN
1	3	0	55.3	5.83	30°	45°	0°	30°	10°	20°	15°	15°
2	10	0	68.38	7.35	45°	50°	10°	45°	15°	30°	15°	20°
3	9	3	85.83	16.91	30°	60°	25°	75°	10°	15°	10°	30°
4	8	0	75.83	2.5	30°	50°	15°	30°	10°	15°	10°	15°
5	6	1	61.36	16.91	45°	60°	30°	70°	15°	20°	20°	30°
6	6	2	83.1	30.88	20°	30°	15°	40°	10°	30°	5°	20°
7	5	2	72.5	22.5	40°	50°	15°	45°	5°	20°	15°	45°
8	7	4	83.82	26.66	20°	75°	10°	60°	15°	20°	25°	45°
9	4	2	59.37	9.56	45°	60°	0°	60°	5°	15°	15°	20°
10	6	2	99.38	31.2	10°	45°	-5°	45°	5°	15°	5°	15°

N: Número de paciente, INI: Inicial, FIN: Final, DR: Desviación Radial, DU: Desviación Ulnar.

4.2. Variable sexo y edad: Fracturas de mano: cuatro (4) mujeres y seis (6) hombres, con edades entre los 19 a 52 años. Fracturas de muñeca: diez (10) mujeres con edades entre los 37 a 83 años.

4.3. Clasificación de la fractura: Fracturas de mano: El 60% de las fracturas ocurrieron en la mano derecha y el 40% en la mano izquierda; el 90% afectó los metacarpianos y el 10% las falanges; el 60% de las fracturas fueron extra-articulares (diáfisis 50%, cuello 10%), y el 40% intra-articulares (cabeza 10%, base 10%, diáfisis y base 20%). Fracturas de muñeca: Según la clasificación Fernández^[26] El 60% tipo III y el 40% tipo I

4.4. Intervención terapéutica: Fracturas de mano: El 20% de los pacientes solo requirió 7 sesiones de terapia física, mientras que el 80% requirió 10 sesiones. El 50% requirió entre 5 a 10 sesiones de terapia de rehabilitación y el 50% requirió 12 sesiones de terapia robótica. Fracturas de muñeca: El 80% de los pacientes requirió el protocolo completo de terapia física (10 sesiones), mientras que el 20% requirió 5 sesiones de terapia física. El 40% requirió entre 5 a 10 sesiones de terapia de rehabilitación con órtesis robóticas, y el 60% requirió 12 sesiones de terapia robótica.

4.5. Medición variable dolor: Fracturas de mano: Según tabla 1, todos los pacientes con fractura de metacarpianos presentaron disminución del dolor, sin embargo el paciente con fractura de falange proximal con compromiso intra-articular y conminación tolero la rehabilitación pero no manifestó mejoría del dolor durante el proceso de rehabilitación. Fracturas de muñeca: Según tabla 2, todos los pacientes con fractura de muñeca presentaron disminución del dolor durante el proceso de rehabilitación.

4.6. Medición variable funcionalidad: Fracturas de mano: Según tabla 1, todos los pacientes presentaron mejoría importante de su funcionalidad según la escala DASH. Fracturas de muñeca: Según tabla 2, todos los pacientes presentaron mejoría importante de su funcionalidad según la escala DASH.

4.7. Medición variable arcos de movilidad: Fracturas de mano: Según tabla 1, todos los pacientes con rigidez articular en el posquirúrgico mejoraron el arco de movilidad en flexión de los dedos (fracturados y no fracturados). Los pacientes con fracturas intra-articulares asociadas a conminación recuperaron en menor grado el arco de movilidad articular. Fracturas de muñeca: Según tabla 2, todos los pacientes con limitación funcional en el posquirúrgico mejoraron los arcos de movilidad en flexión, extensión, desviación radial y desviación ulnar de la muñeca.

4.8. Progresión del ángulo, torque y tiempo de movimiento: Tanto en posquirúrgicos de fracturas de mano y muñeca, los pacientes toleraron incrementos de cinco (5°) a diez (10°) grados del ángulo de desplazamiento por sesión de rehabilitación robótica. La primera semana de rehabilitación robótica los pacientes en posquirúrgicos de fracturas de mano toleraron un torque de 10 a 15 kg/cm por servomotor, y en posquirúrgicos de fracturas de muñeca toleraron un torque de 15 a 20 kg/cm por servomotor. Las siguientes semanas toleraron incrementos del torque por sesión hasta de 5 kg/cm por servomotor para la mano y hasta de 10 kg/cm por servomotor para muñeca. Tanto en posquirúrgicos de fracturas de mano y muñeca, los pacientes toleraron movimientos de flexión y extensión de 5 a 7 segundos de duración, durante cada sesión de rehabilitación robótica.

5. Conclusiones: 1) La movilización pasiva con órtesis robóticas es un complemento eficaz de la terapia física convencional durante el proceso de rehabilitación de pacientes en posquirúrgicos de fracturas de mano y radio distal. 2) La graduación del desplazamiento y la velocidad angular del servomotor permite una ganancia progresiva del arco de movilidad articular, mientras que la graduación de los tiempos de flexión – extensión forzada favorecen la tolerancia al dolor durante la movilización temprana. (3) Luego de tres semanas de aplicar el protocolo de rehabilitación todos los pacientes retornaron a las actividades de la vida diaria que realizaban previas a la fractura tanto de mano como de muñeca.

6. Agradecimientos: La Fundación Centro de Investigación Biomédica, Electrónica y Robótica en Manizales, F-CIBER-M317 – Colombia, financia los estudios clínicos con las órtesis robóticas.

7. Referencias Bibliográficas:

- [1] Stanton JS, Dias JJ, and Burke FD: Fractures of the tubular bones of the hand. J Hand Surg Eur Vol 2007; 32: pp. 626-636.
- [2] N. Nakashian y Lauren y puntero, Brett D. Owens & Jennifer Moriatis Lobo. La incidencia de fracturas de metacarpianos en la población estadounidense. American Association for Hand Surgery; Sept 2012. 7: pp. 426-430.
- [3] Havemann D, Busse FW. Accident mechanisms and classifications in distal radius fractures. Langenbecks Arch Chir Suppl II Verh Dtsch Ges Chir 1990:639-42.
- [4] Scott W. Wolfe. Chapter 15 – Distal Radius Fractures. Green's Operative Hand Surgery, 2017. 2-Volume Set, 7th Edition.
- [5] Pun WK, Chow SP, So YC, et al: A prospective study on 284 digital fractures of the hand. J Hand Surg [Am] 1989; 14: pp. 474-481.
- [6] Clifton Meals, MD, Roy Meals, MD. Hand Fractures: A Review of Current Treatment Strategies. J Hand Surg 2013; 38A: page:1021–1031. Copyright © 2013 by the American Society for Surgery of the Hand.
- [7] Swanson AB: Fractures involving the digits of the hand. Orthop Clin North Am 1970; 1: pp. 261-274.
- [8] Green DP. Complications of phalangeal and metacarpal fractures. Hand Clinic 1986;2(2):307–28.
- [9] P. Cherubino, A. Bini, D. Marcolli. Management of distal radius fractures: Treatment protocol and functional results. International Journal of the Care of the Injury. Volume 41, Nov 2010, pages 1120–1126.
- [10] Alexandra L. Mathews, BS, Kevin C. Chung, MD, MS. Management of Complications of Distal Radius Fractures. Hand Clinic. Volume 31, May 2015, pages 205–215.
- [11] Hardy MA. Principles of metacarpal and phalangeal fracture management: a review of rehabilitation concepts. Medline. December 1, 2004; 34 (12); 781-99
- [12] Moreno A. Juan, Moreno A. Julián. Robots para rehabilitación y asistencia de mano y muñeca. Memorias del IX Congreso Iberoamericano de Tecnologías de Apoyo a la Discapacidad. Iberdiscap 2017. Colombia, páginas (250 – 257).

RobHand, exoesqueleto de mano para rehabilitación de personas con discapacidad neuromotora

Ana Ciscal^a, Víctor Moreno^a, Rubén Alonso^b, Víctor Lobo^a,
Juan-Carlos Fraile^a, Javier Pérez-Turiel^a

^aGrupo de Robótica Médica, Instituto de las Tecnologías Avanzadas de la Producción (ITAP), Universidad de Valladolid, España. jcfraile@eii.uva.es

^bÁrea de Bienestar y Salud, División de Sistemas, Fundación CARTIF, Parque Tecnológico de Boecillo, Valladolid, España. rubalo@cartif.es

Resumen

En este artículo se presenta estado actual de ejecución de un proyecto que se está realizando mediante la colaboración de una empresa (CyL Imas D, Salamanca, España), dos centros asistenciales (Corporación de Rehabilitación Club de Leones Cruz del Sur, Punta Arenas, Chile, y Hospital Clínico Universitario de Valladolid, España) y un centro de investigación vinculado a una Universidad (Instituto Universitario ITAP, Universidad de Valladolid, España). El objetivo principal de este proyecto es la creación, desarrollo, implantación y pruebas clínicas de un nuevo prototipo de robot para mantenimiento y rehabilitación neuromotora de la mano en pacientes con daño cerebral adquirido. Se describe el planteamiento del proyecto, se hace una descripción técnica de los principales componentes del sistema y se resume su estado de ejecución.

Palabras clave: robótica, rehabilitación, exoesqueleto, control, electromiografía, terapias de rehabilitación.

Introducción

En esta comunicación, se presenta el estado actual de desarrollo de un exoesqueleto de RobHand. Robhand es un sistema de rehabilitación de mano, que permite la apertura y cierre de la mano. Este sistema está compuesto por el dispositivo electromecánico (exoesqueleto de mano) y un software para interactuar con el especialista clínico y el paciente.

1. Descripción del sistema de rehabilitación

El dispositivo RobHand tiene un peso de 285 gramos y cinco grados de libertad, lo que permite la flexión y la extensión de la falange metacarpofalángica (MCP) y de la falange interfalángica proximal (PIP) de cada dedo de la mano.

La estructura mecánica del sistema (figura 1) se compone de cinco subconjuntos, uno para cada dedo. Cada subconjunto se monta directamente sobre una placa base, a excepción del pulgar, el cual, debido a que se encuentra en oposición al resto de dedos, precisa de más piezas que nos permita colocarlo en una disposición correcta. Cada subconjunto cuenta con una pieza intermedia y dos tirantes que se encargan de transmitir la fuerza del motor hacia los anillos flexibles, estando estos últimos en contacto con los dedos.



Figura 1. Exoesqueleto de mano Robhand.

2. Modos de control

Los paradigmas de rehabilitación expresan como el robot interactúa con el paciente. Los paradigmas de rehabilitación más comunes en robots de rehabilitación para recuperar la funcionalidad motora son: pasivo, asistivo, activo-asistivo, activo y resistivo. Robhand permite dos modos de control: pasivo y activo, que son explicados a continuación.

2.1. Modo pasivo

El modo pasivo está basado en la repetición de ejercicios de rehabilitación predefinidos, que implican la flexión y extensión de los dedos. Las terapias pasivas disponibles son las siguientes:

- Apertura y cierre de la mano: flexión y extensión de los cinco dedos de la mano de manera simultánea
- Apertura y cierre de los dedos: flexión y extensión de los dedos individualmente.
- Pinza fina y pinza gruesa: flexión y extensión del pulgar contra el dedo índice (pinza fina) o contra los cuatro dedos de la mano (pinza gruesa).

2.2. Modo activo

El modo de control utiliza las señales de electromiografía (sEMG) del antebrazo del paciente. El exoesqueleto se mueve en base a las sEMG recogidas de los músculos "extensor digitorum communis" y "flexor carpi ulnaris" del antebrazo dañado del paciente. Estos músculos son responsables de la apertura y cierre de la mano. La monitorización de estas sEMG proporciona información sobre "la intención de movimiento" del paciente.

3. Entorno software

Se ha desarrollado un entorno software que proporciona soporte al terapeuta para la gestión de pacientes y la gestión de las terapias de rehabilitación.

3.1. Interfaz Hombre-Máquina

El interfaz hombre-maquina permite la comunicación entre el médico rehabilitador y el exoesqueleto RobHand. Utilizando este interfaz, el médico rehabilitador selecciona la terapia de rehabilitación y los parámetros de la misma, y una vez que el paciente ha realizado la terapia, permite la visualización de resultados.

3.2. Terapias de rehabilitación

Las terapias de rehabilitación basadas en juegos "serios" son más efectivas que las terapias tradicionales, ya que aumentan la motivación del paciente y, por lo tanto, favorecen que el paciente siga con la rehabilitación. Además, los juegos serios permiten adaptar su grado de dificultad a la situación-estado de cada paciente, y proporcionan una realimentación del progreso del paciente mediante sencillos indicadores, como por ejemplo, la puntuación del juego al finalizar la terapia.



Figura 2. Terapias de rehabilitación de RobHand basadas en juegos

4. Conclusiones

Se ha presentado el estado actual de desarrollo de Robhand, un nuevo robot para rehabilitación de mano, mediante terapias pasivas y activas, para pacientes que tienen discapacidad neuromotora debido a un ACV. El entorno de rehabilitación integra un exoesqueleto de mano y un entorno software para la gestión de pacientes, terapias y la realización de tareas de rehabilitación basadas en entornos virtuales.

Rehabilitación de pacientes con ACV utilizando Robot Monoarticular de tobillo de bajo costo (MEXO).

Juan C. Moreno Sastoque a, Pons José Luis b; María del Carmen Sánchez c; Del Ama Antonio d; Mercante Silvana e ; Navas, Mariángeles f; Rojas, Raúl g; Caleri, Brenda h; Gomez, Daiana i; Toledo, Melisa j.

a b c Ramón y Cajal Researcher. Av. Doctor Arce, 37 28002. Madrid (Spain) Neural Rehabilitation Group
Cajal Institute Spanish National Research Council

d Servicio de Rehabilitación. Unidad de Biomecánica. Hospital Nacional de Paraplégicos de Toledo. Finca la Peraleda s/n 45071 Toledo. España

e f g h i j Servicio de Rehabilitación del Hospital J. N. Lencinas de Mendoza, Talcahuano 2194 Godoy Cruz, Mendoza, Argentina silmercante@yahoo.com.ar

RESUMEN:

Dada la alta prevalencia de pacientes con hemiplejía post ACV que concurren al Servicio de Rehabilitación del Hospital J. N. Lencinas, es de interés estudiar los efectos del estiramiento pasivo, combinado con movimiento activo y resistido, acompañado de retroalimentación visual, mediante software interactivo lúdico utilizando Robot Monoarticular de bajo costo "MEXO" en pacientes con secuela de ACV y tobillo espástico. Es un estudio cuasiexperimental abierto, no controlado, no aleatorizado, de 6 semanas de duración.

Integrantes del servicio de Rehabilitación del Hospital J N Lencinas forman parte de la Red REASISTE (Red iberoamericana de rehabilitación y asistencia de pacientes con daño neurológico mediante exoesqueletos robóticos de bajo coste), Subvencionada por CYTED (Programa Iberoamericano de Ciencia y Tecnología para el Desarrollo) y ante la posibilidad de acceder a este prototipo robótico (MEXO), la realización del estudio contribuirá a la validación y seguridad del equipamiento y la posible transferencia a espacios de tratamiento.

Introducción:

Los accidentes cerebrovasculares establecen un problema de salud mundial debido a su alta tasa de mortalidad y nivel de incapacidad física y mental. (1) La espasticidad del tobillo es uno de los trastornos del movimiento más comunes después de un ACV. (2) La espasticidad se desarrolla cuando debido a una lesión, el arco reflejo de estiramiento es aislado de su sistema modulador supraespinal produciendo una excitación anormal de las motoneuronas alfa y gamma (3) La terapia física para la rehabilitación de los pacientes con tobillo espástico consiste en proporcionar ejercicios repetitivos para los músculos del tobillo, para flexión plantar y dorsiflexión haga que la distancia entre los pies durante la fase de balanceo del ciclo de marcha pueda ser reintegrado. (4) Se han desarrollado robots que han comenzado a aplicarse en el campo de la biomedicina, estos dispositivos de robótica asistida empleados en la rehabilitación de la marcha en pacientes con patologías neurológicas han logrado buenos resultados en la recuperación de la funcionalidad de miembro inferior, los mismos parecen haber disminuido el esfuerzo físico realizado por parte de los terapeutas e intensificaron el entrenamiento de la marcha en los pacientes. Existen exoesqueletos que sólo se centran en una articulación para facilitar movimientos y corregir posturas viciosas. Siendo una de las

secuelas más frecuentes post ictus, el aumento de tono y consecuente disminución de la movilidad a nivel de la articulación de tobillo, hay diseñados exoesqueletos, capaces de corregir la posición equina del pie y asistir al movimiento del mismo, como por ejemplo ankle robot o anklebot,(5) los cuales posicionan al pie durante la fase de oscilación y asisten para facilitar la movilidad del pie, pudiéndose usar tanto en bipedestación, sedestación y decúbito supino, además cuenta con un sistema de video juegos interactivo donde se visualiza el movimiento del pie. (6) Otro prototipo utilizado en la rehabilitación de tobillo es MAFO, una Ortesis motorizada en tobillo y pie, capaz de realizar movimientos de dorsiflexión y flexión plantar y proporcionar un biofeedback visual en líneas sobre señales electromiográficas, este dispositivo ha sido diseñado como una herramienta para la recuperación, simplificación y mejora del aprendizaje motor por lo tanto para facilitar la funcionalidad del tobillo, y no desarrollado para ser una Ortesis para caminar. (7)

El objetivo del estudio es medir los efectos del estiramiento pasivo, combinado con movimiento activo y resistido, acompañado de retroalimentación visual, mediante software interactivo lúdico utilizando Robot Monoarticular de bajo costo “MEXO” en pacientes con secuela de ACV y tobillo espástico. (Figura 1). Objetivos específicos: evaluar variaciones en el rango articular de tobillo, en la fuerza muscular de tobillo, evaluar el desempeño funcional de la marcha (velocidad-distancia-riesgo de caídas- habilidad para la marcha) pre y post tratamiento; medir el grado de satisfacción del paciente con Tecnología de asistencia; correlacionar las variables estudiadas (rango articular, tono y fuerza muscular) con funcionalidad de marcha; correlacionar funcionalidad de la marcha y grado de satisfacción del paciente; medir los efectos inmediatos del MEXO en el paciente; evaluar la seguridad del dispositivo sobre el usuario.

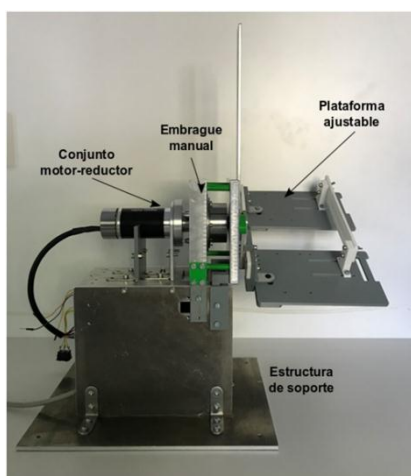


Figura 1: Vista frontal del robot MEXO para el tratamiento de la espasticidad.

Material y Métodos. Es un estudio cuasiexperimental abierto, no controlado, no aleatorizado, de 6 semanas de duración. La muestra para la investigación será de un total de 20 pacientes y la selección es consecutiva por conveniencia de sujetos voluntarios. Todos los pacientes que cumplan con los criterios de inclusión, recibirán tratamiento con MEXO tres veces por semana, un total de 6 semanas. Cada sesión consistirá en 10 minutos de estiramiento pasivo seguido de 20 minutos de entrenamiento de movimiento activo con retroalimentación visual

(10 minutos activo sin resistencia, 10 minutos con resistencia) y una fase final de 10 minutos de estiramiento pasivo. Los pacientes serán evaluados al inicio y al finalizar el tratamiento.

Las variables previas y posteriores al tratamiento que se medirán: Rango articular pasivo y activo mediante goniometría manual, Fuerza muscular en flexores dorsales y plantares del tobillo (Medical research Council Scale), Tono muscular en flexores plantares y dorsales (Modified Ashworth Scale), Escala de satisfacción con el uso de tecnologías de asistencia QUEST (sólo posterior al tratamiento), Capacidad de marcha: Test de los 2 minutos, test de los 10 metros, test Timed Up-and-Go.

Variables recogidas durante las sesiones: Escala visual-analógica sobre dolor, fatiga y confort. Variables registradas por el robot MEXO: posición real y patrón, fuerza real y patrón, índice de puntuación del juego.

Se realizará un análisis descriptivo y de contraste de hipótesis comparando los cambios en las variables recogidas previo y posterior al tratamiento (análisis pre-post) mediante el test de Wilcoxon.

Bibliografía.

1. OMS, World Health Organization. Enfermedades Cardiovasculares. [https://www.who.int/es/news-room/fact-sheets/detail/cardiovascular-diseases-\(cvds\)](https://www.who.int/es/news-room/fact-sheets/detail/cardiovascular-diseases-(cvds)). (2017)
2. Zhinao-Zhou. A proprioceptive neuromuscular facilitation integrated robotic ankle-foot system for post stroke rehabilitation. China. (2014)
3. E. G Spaich y C.B Toberning. Estimulación eléctrica y espasticidad: una revisión. Laboratorio de ingeniería de rehabilitación e investigaciones Neuromusculares y Sensoriales (LIRINS) (2008)
4. Shahid, Hussain y colaboradores. State-of-the-art robotic devices for ankle rehabilitation: Mechanism and control review. Proc IMechE Part H: Engineering in Medicine 00. Australia (2017)
5. A.M Calderón- Bernal et al. Terapia robótica para la rehabilitación de la marcha en patología neurológica. Madrid, España (2014).
6. Johanna L. Chang y colaboradores. Intensive seated robotic training of the ankle in patients with chronic stroke differentially improves gait. NeuroRehabilitation, vol. 41, no. 1, pp. 61-68. USA (2017)
7. Asín, G, Barroso F, Moreno JC, Pons JL. Assessment of the Suitability of the Motorized Ankle-Foot Orthosis as a Diagnostic and Rehabilitation Tool for Gait. Neurotechnix 2013. Special Session: Sensory Fusion for Diagnostics and Neurorehabilitation. (2013)

Feasibility study of human-exoskeleton computer model to simulate interaction controls for robotic assisted rehabilitation

Denis Mosconi^{1a}, Polyana F. Nunes^a, Adriano A. G. Siqueira^a

^a University of São Paulo, Av. Trabalhador São Carlense, 400, São Carlos-SP, 13566-590, Brazil

Abstract

The objective of this work is to propose and verify the feasibility of a computational interaction model between user and exoskeleton of lower limbs. It should be able to reproduce and test the interaction controls developed for rehabilitation. This is expected to reduce the need for physical contact between human and robot as well as the time spent during the tuning and tests of the controllers, as well as promoting agility and flexibility. The initial tests of the model proved that it is feasible and capable of reproducing the interaction controls, proving to be a powerful tool for the development of interaction controls in robotic rehabilitation.

Keywords: Human-exoskeleton interaction model, OpenSim, robotic neurorehabilitation

1. Introduction

Robotic has emerged as a promising resource for rehabilitation therapy offering significant benefits to therapists such as data storage about the treatment, repeatability of the movements and more intensive therapy sessions (Andrews et al, 2018; Huang and Krakauer, 2009).

The prerequisites of the human-robot interaction are the assurance of patient safety, treatment efficacy and attendance to the *assist-as-needed paradigm*, so an effort has been made by rehabilitation engineers to design patient-robot interaction controls in order to meet these prerequisites (Ibarra and Siqueira, 2014).

However, testing and validating these interaction controls often require physical interaction between an user and a robot during the experimental trials, putting the user at risk, and often requiring reasonable time and resources in the testing preparation.

The objective of this work was to develop a computational patient-exoskeleton interaction model and a simulation algorithm able to be used for reproduction, validation and testing of interaction controls, applied in robotic rehabilitation of lower-limbs. We seek to reduce the need for physical contact between human and robot and to promote agility and flexibility during the tuning and tests of the controllers.

2. Methodology

This section presents the development of the proposed interaction model, the simulation algorithm and the description of the tests performed.

2.1. Interaction Model

The proposed interaction model is based on a computational neuromusculoskeletal (NMS) model of the lower limbs coupled to an exoskeleton computational model (Fig. 1a). The NMS model is a three-dimensional, 23 degree-of-freedom, computer model of the human lower-limbs biomechanical system called Gait2392 (Delp et al, 1990) and provided by the OpenSim². This model, in its default version, corresponds to an individual that is approximately 1.8 m tall and has a mass of 75.16 kg. The anthropometry of the model can be fitted to a specific subject, through the Scale Tool from OpenSim. In this work the default version was used.

The virtual model of the exoskeleton was developed based on the ExoTAO (Fig. 1b), which promotes movements in the sagittal plane (Santos et al, 2017). To this end, coordinate actuators, which produce generalized torques, proportional to an input control signal, were added to the hip, knee and ankle joints of the Gait2392.

$$\tau = u \cdot \tau_{max} \quad (1)$$

¹ denis.mosconi@ifsp.edu.br, (+55) 17 98155 7706.

² <http://opensim.stanford.edu>

where τ is the generalized torque, u is the input control signal that varies between -1 and 1, and τ_{max} is the maximum torque that can be applied by the actuator.

Initially some simplifications were considered: the actuator is ideal (no mass, delay or losses), the axes of the joints of the robot and the user are collinear and the torque is applied directly to the joint in question.

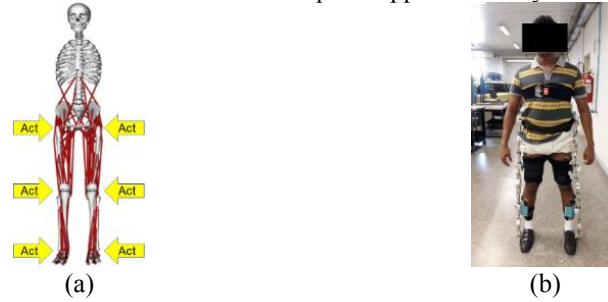


Figure 1. (a) Interaction model. The yellow arrows represent the coordinate actuators and the red lines represent the muscles. (b) User wearing the ExoTAO.

2.2. Simulation Algorithm

To simulate the interaction controls using the interaction model, an algorithm based on Forward Dynamic was developed using MATLAB. The forward dynamics describes how the positions and velocities of the model changes when torques and forces are applied to it. The total torque applied to the interaction model is the sum of the user and exoskeleton torques (Fig. 2).

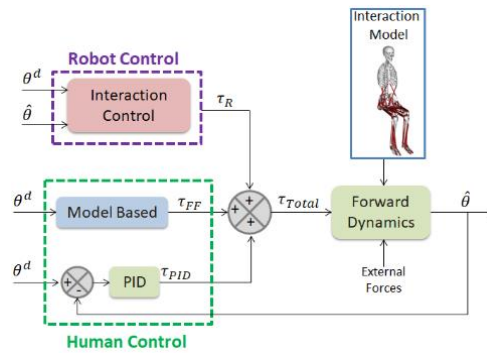


Figure 2. The interaction control determines the torques necessary to perform a desired movement (θ^d). The external forces are due to the contact with the environment (e.g. ground reaction forces). The $\hat{\theta}$ is the computed position that is expected to be equal to the reference one.

The human control consists of a feedforward loop, modeled utilizing the Inverse Dynamics Tool from the OpenSim, and a PID feedback loop. The feedforward loop provides a user-estimated torque to perform the movement. The feedback loop seeks to eliminate the effects of the disturbances that affect the good performance of the motion.

The robot control loop consists of the interaction control which in this work is an impedance control, whose the control law is given by:

$$\tau_{robot} = K_{robot}(\theta^d - \hat{\theta}) - B_{robot}\dot{\theta} \quad (2)$$

Where B_{robot} is the damp coefficient of the robot, constant and equal to 0.012 N.m.s/rad and K_{robot} is the stiffness of the robot, variable according to each test performed.

2.3. Tests procedure

Two simulation tests were performed and in each of them the stiffness and the operation mode (assistive/resistive) of the robot were variated. Only the right knee joint was used in the tests and the model remained in a seated position (i.e. without ground reaction forces involved) performing knee movements according to a sinusoidal desired trajectory with an amplitude of -70° , knee flexed to -20° , knee extended (Fig. 3). The features of the tests are given below.

Test 1: $K_{robot} = 2.6$ N.m/rad, robot is operating in the assistive mode, helping the patient to perform the movement, according to a desired trajectory. In this case, the patient was simulated as having some weakness, reflecting an inability to perform the desired movement by itself. Therefore, the torque produced by the patient was limited to a maximum value of 10 N.m.

Test 2: $K_{robot} = 0.024$ N.m/rad, robot is operating in the resistive mode, opposing to the patient's movement. For this, the desired trajectory of the robot was shifted in 180 degrees in relation to the patient's one. In this case, the user has no weakness, equaling a healthy individual.

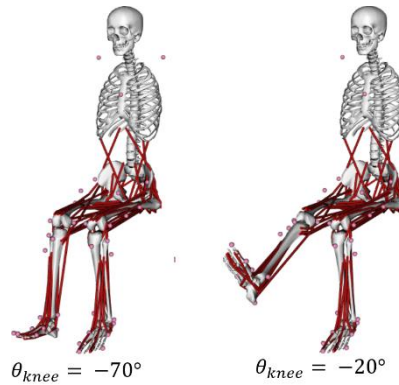


Figure 3. Knee positions according to the range ends of the executed movement.

The simulations were performed on a computer with Intel® Core™ i7-5500 2.40 GHz processor, 8,00 GB of RAM, 2,00 GB dedicated video card, Windows 10 Home Single Language 64 bits. The OpenSim version 3.3 and the MATLAB R2017b were the platforms where the simulations took place.

3. Results and Discussions

In the Test 1, the exoskeleton helps the patient to perform the desired movement, reducing the position error. The trajectory performed by the user in this test is close to the desired one and the tracking error has small values. In the Test 2, the exoskeleton opposes the movement produced by the user, however, in this test the trajectory performed is close to the desired one, indicating that the user was able to overcome the opposition torque imposed by the robot (Fig. 4).

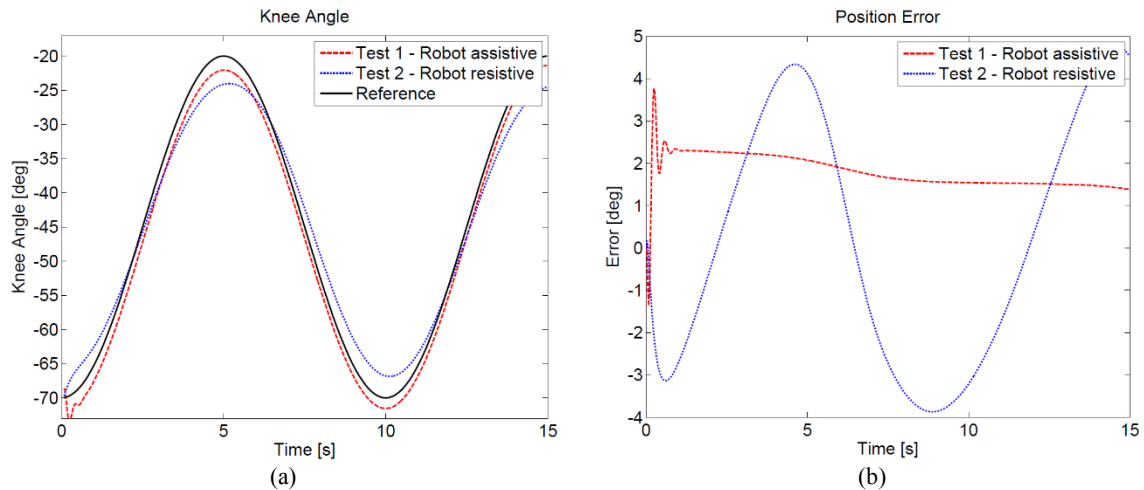


Figure 4. (a) Trajectory of the knee obtained with the tests ($\hat{\theta}$), compared to the desired one (θ^d). (b) Position errors of each test. For the test 1, the RMS error is 1.85° and for the test 2, the RMS error is 2.91° .

When the robot is in the assistive mode, as the error overrides over time, the amount of assistance provided by the exoskeleton is reduced, remaining mainly the user torque, as occurred in the Test 1 (Fig 5a).

When the robot is in resistive mode, its torque is opposed to that of the user, as shown in Figure 5b. Tracking errors appear which the patient attempts to eliminate, by applying a feedback control torque based on afferent signals (e.g. touch, vision).

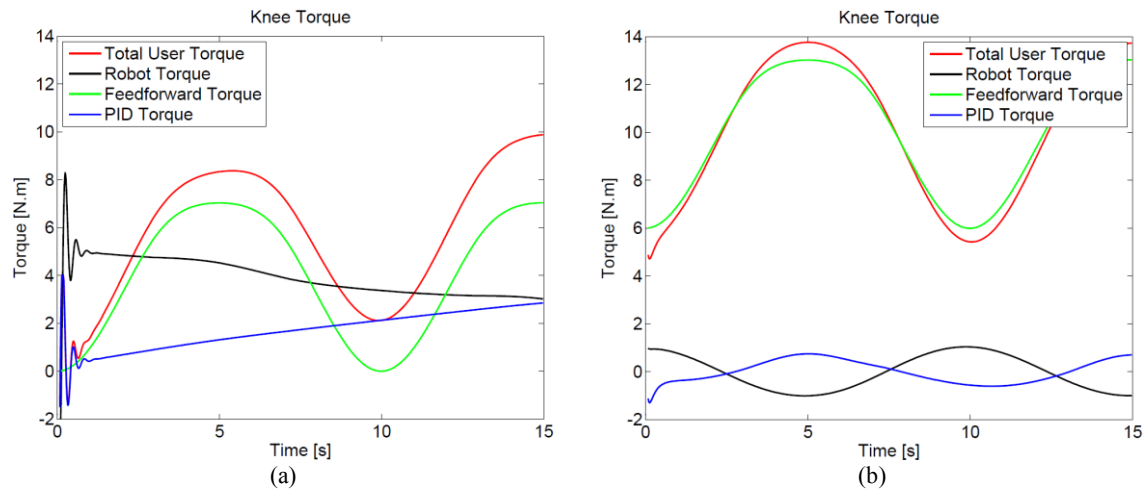


Figure 5. (a) Torque of the Test 1 – exoskeleton in the assistive mode. (b) Torques of the Test 2 – exoskeleton in the resistive mode. The feedforward torque is the torque that the user assumed was necessary to perform the movement. Feedback torque is the torque that the user uses to correct errors caused by disturbances. The total torque developed by the user is the sum of the feedforward torque and the feedback one.

The Test 1 took 24 minutes to be simulated and the Test 2 took 18 minutes. The preparation time of each test was approximately 20 minutes for each. Other tests can be performed, changing the interaction control, the model or the simulation conditions (e.g. number of iterations of the algorithm). Such changes only take a few minutes to make and less than an hour to simulate, which is not possible in laboratory tests with actual exoskeleton and user.

About the interaction control tested, it is possible to affirm that it attempts the assist-as-need paradigm and can be used to place the robot in either assistive or resistive mode.

4. Conclusions

Until this time, the proposed model and algorithm proved to be feasible. The next steps are to perform gait movements with the model using ground reaction forces, test other interaction controls in the literature, and model the actuator (which in this case was considered ideal) to approach a real one.

5. Acknowledgments

This work is supported by Pro-Rectoria of Research of University of São Paulo, Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior - Brasil (CAPES) - Finance Code 001, PGPTA, under grant 3457/2014, and São Paulo Research Foundation (FAPESP) under grant 2013/14756-0

6. References

- Androwis, G. J. et al. (2018). Electromyography assessment during gait in a robotic exoskeleton for acute stroke. *Frontiers in Neurology*, vol. 9, pp. 630.
- Delp, S. L. et al. (1990). An interactive graphics-based model of the lower extremity to study orthopaedic surgical procedures. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 37, pp. 757-767. DOI: 10.1109/10.102791.
- Huang, V. S. & Krakauer, J. W. (2009). Robotic neurorehabilitation: a computational motor learning perspective. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, vol. 6, no. 1, pp. 5.
- Ibarra, J. C. P. & Siqueira, A. A. G. (2014). Impedance Control of Rehabilitation Robots for Lower Limbs. Review. In: *2014 Joint Conference on Robotics: SBR-LARS Robotics Symposium and Robocontrol*. IEEE: Brazil.
- Santos, W. M. dos et al. (2017). Design and evaluation of a modular lower limb exoskeleton for rehabilitation. In: *2017 International Conference on Rehabilitation Robotics (ICORR)*. IEEE: England.

DISEÑO DE ÓRTESIS DINÁMICA PARA ESPASTICIDAD EN MIEMBRO SUPERIOR

Daniel Morales Valencia ^a, Natali Olaya Mira ^{b,c}, Carolina Viloría Barragán ^c

^a Semillero de Biomecánica, Rehabilitación y Diseño. Instituto Tecnológico Metropolitano. Medellín, Colombia.

^b Laboratorio de Biomecánica y Rehabilitación. Instituto Tecnológico Metropolitano. Medellín, Colombia.

^c Grupo de Investigación e Innovación Biomédica. Instituto Tecnológico Metropolitano. Medellín, Colombia.

Resumen

En las últimas décadas se han presentado grandes avances en el campo de las órtesis, reflejado en un aumento exponencial de trabajos reportados sobre sus beneficios y la efectividad de su implementación. El presente trabajo muestra diversos diseños con los que se busca mayor ergonomía y adaptación a las extremidades humanas para convertirse en un dispositivo tecnológico que haga parte de la vida del paciente sin repercusiones negativas. Para ello, se ha innovado en el uso de nuevos materiales y técnicas que establecen parámetros de calidad para lograr un mejor desempeño de los dispositivos usados en terapias de rehabilitación del sistema musculoesquelético, todo esto, utilizando las metodologías de diseño centrado en el usuario e ingeniería inversa. Para alcanzar este objetivo se realizan revisiones sistemáticas del estado del arte y la técnica acerca de la órtesis, además de cómo se puede aprovechar la tecnología 3D y el diseño para optimizar la funcionalidad de nuestros prototipos. Este proyecto presenta una ruta de diseño en órtesis, que busca ser implementada por un equipo multidisciplinar, entre los que destacamos la asesoría de ingenieros biomédicos, fisioterapeutas, médicos especialistas, entre otros; en una patología específica de gran impacto en la vida del paciente como lo es la espasticidad. Esta condición posee una sintomatología que reduce significativamente la independencia del individuo y por tanto su calidad de vida.

Palabras clave: Espasticidad en extremidad Superior, Diseño, Órtesis, Modelado 3D.

1. Introducción

La palabra órtesis es un término global que incluye muchos tipos de dispositivos. Según la Norma UNE 11-909-90/1, adoptada de la ISO 8549/1, una órtesis es cualquier dispositivo aplicado externamente sobre el cuerpo humano, que se utiliza para modificar las características estructurales o funcionales del sistema neuromusculoesquelético, con la finalidad de mantener, mejorar o recuperar la función. Las órtesis pueden ser de varios tipos, estáticas, dinámicas e incluso en la actualidad se han logrado innovaciones como la implementación de órtesis mixtas o híbridas [1].

Las órtesis están ampliamente indicadas para las lesiones de la mano, tanto para el reposo o la inmovilización como para recuperar la movilidad articular promoviendo así la recuperación de la extremidad. Normalmente son implementadas órtesis estáticas que mediante un posicionamiento determinado y adaptado con regularidad logran avances a nivel de la rehabilitación. Sin embargo, las órtesis dinámicas al ejercer una fuerza progresiva y constante producen mejores resultados adaptándose al tipo de limitación de la movilidad [2]. El uso de órtesis en miembro superior es empleado comúnmente en procesos de rehabilitación posterior a accidentes cerebrovasculares, estas son utilizadas en sesiones de terapia en las fases iniciales del evento con el fin de maximizar la funcionalidad y prevenir el deterioro del miembro superior afectado. Sin embargo, existe poca información con relación a la eficacia del uso de las mismas en los procesos de rehabilitación y de su influencia en factores como la amplitud articular, disminución de la espasticidad, prevención de deformidades, disminución de dolor; características importantes en el logro de los objetivos terapéuticos y en el mejoramiento de la calidad de vida de las personas [3].

Aun cuando existen diseños de prótesis y órtesis que ayudan a la rehabilitación del paciente, en el caso de este estudio la órtesis es el dispositivo más apropiado. Debido a que una prótesis es una extensión artificial que reemplaza una parte del cuerpo que no existe bien por amputación o alguna enfermedad, en este estudio la paciente aún conserva sus extremidades; en cuanto que las órtesis por el contrario son definidas como un apoyo

o dispositivo externo aplicado al cuerpo para modificar los aspectos funcionales o estructurales del sistema musculoesquelético lo cual es más acorde al objetivo principal que se desea obtener con diseño planteado.

Las órtesis pueden ser de varios tipos, dinámicas y estáticas según posean movimiento o no, respectivamente. Han surgido también órtesis compuestas por elementos articulares que facilitan rangos de movilidad, logrando innovaciones en las que se encuentran diseños mixtos o híbridos. Las órtesis estáticas (posicionales) son dispositivos que no permiten movimiento, pero mantienen una determinada postura. Estas se utilizan como un soporte rígido en fracturas, condiciones inflamatorias de tendones y partes blandas e injurias nerviosas. Mientras que las órtesis dinámicas (funcionales o cinética), son las órtesis que permiten o facilitan el movimiento. Este tipo de dispositivo es utilizado primariamente para asistir al movimiento de músculos debilitados.

Una de las afecciones comunes en las extremidades superiores es la espasticidad, que puede ser particularmente desafiante puesto que incluye procesos de neurorrehabilitación con terapia física y tratamiento farmacológico[4]. Además, a menudo estos pacientes requieren un tratamiento cuidadoso de su debilidad y control motor para reincorporar en gran medida al paciente a sus actividades funcionales y roles sociales [5]. Es por ello que el objetivo de este trabajo es proponer el diseño de una órtesis dinámica que pueda ayudar a la rehabilitación integral de pacientes con espasticidad en las manos, basándose en técnicas modernas de diseño y modelado 3D para la efectiva personalización y adaptación del dispositivo.

2. Metodología

Se usa la metodología de ingeniería inversa para el diseño del dispositivo dinámico validando su efectividad a partir de parámetros establecidos previamente determinados en la revisión bibliográfica y estructurando las necesidades de diseño en matrices y esquemas. La metodología está centrada en el usuario, teniendo en cuenta la clasificación CIF del paciente, sus necesidades básicas, su entorno y objetivos para impactar en su calidad de vida, haciendo del dispositivo un artefacto totalmente personalizado a las necesidades del paciente y al ambiente inmediato del mismo. La prescripción de la órtesis como alternativa del tratamiento integral de la persona que ha sufrido enfermedad cerebrovascular busca la recuperación de la función motora, prevenir deformidades, rehabilitar la musculatura, proteger la piel y estabilizar articulaciones de la zona corporal afectada en este caso el miembro superior. El proceso se ajusta para una paciente con trastorno espástico en los miembros superiores resultado de un ACV sufrido antes del parto de la madre y que le trajo consecuencias tanto físicas como cognitivas. El diseño desarrollado está enfocado en el trastorno espástico en sus extremidades superiores, por ello, estos buscan incrementar el recorrido articular individual, el incremento de la fuerza de determinados músculos o grupos musculares, el incremento de la resistencia y la prevención de la deformidad o la disminución de los efectos de la misma cuando lo anterior no sea posible.

En este proceso juega un papel fundamental el escaneo y el modelado 3D, técnicas modernas de diseño con las que se aplican con mayor eficiencia las metodologías antes mencionadas. En el diseño se ha trabajado con el software SolidWorks Premium 2018 (Dassault Systemes, Francia, París), un escaner Sense 3D Tech Specs (3D Systems, Carolina del Sur, US) y una impresora 3D Tevo Black Widow (TEVO 3D Electronic Technology Co., Ltd, China).

Posteriormente, la implementación del proyecto se ha realizado en condiciones óptimas teniendo en cuenta a profesionales como médico, técnico órtesisista, fisioterapeuta, biomédicos, entre otros, con el fin de reducir mínimamente repercusiones negativas en el paciente.

Por tanto, el proceso de rehabilitación de la espasticidad del paciente para mejorar la funcionalidad del miembro se realizó en tres fases:

Fase I: se identifica el problema central, la discapacidad subyacente y establecimiento de un pronóstico; para ello se diseña una órtesis de tipo estática con la que se prepara el músculo para un mejor trabajo activo, mediante estiramientos y acortamientos repetidos.

Fase II: se establecen los requerimientos mínimos de diseño para cubrir las necesidades identificadas, en la que se establece el plan terapéutico global que incluye todas las medidas terapéuticas que se van a utilizar (fármacos, infiltraciones, cirugía, terapias físicas, órtesis, productos de ayuda, etc.) que incluye el diseño e implementación de una órtesis semidinámica que ayudará a mantener la movilidad articular o restablecer la movilidad de las articulaciones que presentan limitaciones de movilidad y la educación del paciente y sus cuidadores inmediatos;

Fase III: seguimiento para evaluar el resultado funcional, bien sea como mejora producida en la capacidad

funcional en el miembro del paciente o en su calidad de vida en general, complementando el tratamiento con el uso de vibroterapia con el fin de mantener los resultados positivos que se pronostican.

3. Resultados

Los prototipos diseñados son dispositivos asistivos para la vida cotidiana de los usuarios, favoreciendo el proceso de rehabilitación en la recuperación de las amplitudes en las cadenas digitales una vez iniciado su uso. El tratamiento debe ser de corta duración (algunas semanas). Gracias a la integración del diseño y técnicas de rehabilitación propuestas en el proyecto, las deformaciones articulares serán menos acentuadas, y las ortesis en fase estática promete un impacto positivo en el paciente. Analizadas las propuestas de diseño entendemos a primera vista el gran volumen del diseño dinámico para lo cual se plantea un rediseño con el fin de eliminar material y hacerla más eficiente con menor volumen. En cuanto al diseño semidinámico encontramos diseños altamente eficientes que proporcionan estabilización de las estructuras y adaptación a la anatomía del paciente haciendo uso de un material termoflexible entre los que consideramos TPE podrán dar una mejora significativa a la calidad de vida de la paciente. A su vez con la implementación de la vibroterapia se someten los tejidos corporales a estas vibraciones produciendo un avance en la movilidad del miembro, incentivando el drenaje interno de líquidos lo que hace circular mejor la sangre y los líquidos intersticiales. También buscamos estimular las fibras musculares permitiendo la relajación de los músculos, reduciendo la fatiga muscular, y finalmente, facilitando la recuperación de pacientes con enfermedades como distrofias musculares y espasticidad.

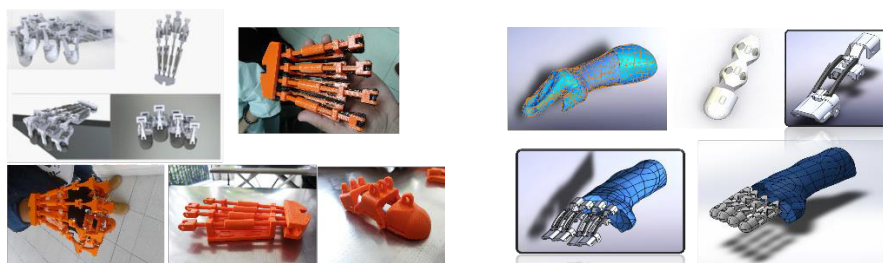


Figura 1. Proceso modelado, impresión 3D y manufactura órtesis dinámica y semidinámica

4. Referencias

- [1] F. Vargas Negrín, “Indicaciones de las ortesis en atención primaria,” *FMC Form. Medica Contin. en Aten. Primaria*, vol. 24, no. 8, pp. 465–478, Oct. 2017.
- [2] P. Terrade, J.-M. Ovieve, and B. Chapin-Bouscarat, “Rehabilitación de las lesiones osteoligamentosas de los dedos de la mano,” *EMC - Kinesiterapia - Med. Fisica*, vol. 31, no. 3, pp. 1–17, 2010.
- [3] B. F. Guerrero Montenegro, N. López Parra, and E. J. Narváez, “Beneficios del uso de órtesis en la rehabilitación de mano de personas que han sufrido accidente cerebro vascular: revisión sistematica de la literatura [recurso electrónico],” 2016.
- [4] S. Daniela García and V. María José Espinoza, “Avances en prótesis: una mirada al presente y al futuro,” *Rev. Médica Clínica Las Condes*, vol. 25, no. 2, pp. 281–285, Dec. 2014.
- [5] V. L. Stevenson and D. Playford, “Neurological rehabilitation and the management of spasticity,” *Medicine (United Kingdom)*, vol. 44, no. 9. Elsevier Ltd, pp. 530–536, 01-Sep-2016.

Control Design Inspired by Primitive Motors to Coordinate the Functioning of an Active Knee Orthosis for Robotic Rehabilitation

Polyana F. Nunes¹, Denis Mosconi, Adriano A. G. Siqueira

Department of Mechanical Engineering, University of São Paulo at São Carlos, Brazil;
Center for Advanced Studies in Rehabilitation, and Center for Robotics of São Carlos,
University of São Paulo, SP, Brazil

Abstract

In order to assist physiotherapists during the rehabilitation process of individuals, after abnormalities in the neuromusculoskeletal system, different types of lower limb orthoses were developed. This work aims to develop a robotic control strategy based on kinetic motor primitives capable of assisting in the recovery of patients with compromised movements. The primitives are calculated from the torques obtained by OpenSim's Inverse Dynamics tool, which uses as input the scaled model of the subject and the knee joint positions provided by the orthosis encoders during extension/flexion movements. The objective is for the control strategy to work transparently, inducing the user to perform the same torque with and without the orthosis. The proposed strategy was evaluated using a simulator, where new knee joint position data were obtained.

Keywords: Rehabilitation Robotics, Motor Primitives, Exoskeleton for Lower Limbs.

1. Introduction

Anomalies or deficiencies in the neuromusculoskeletal system caused by diseases such as stroke (AVC) have increased significantly in the number of cases due to the growth of the elderly population in the world (OMS, 2015). Therefore, it is important that physically healthy individuals can take care of themselves and perform simple tasks on a daily basis, and this goal has been pursued by many research groups in the field of robotic rehabilitation (Contreras-Vidal et al. 2016).

The improvement in the quality of life of these patients occurs due to neuroplasticity, which is the ability to adapt and learn in an experience-dependent manner, from repetitions using lower limb exoskeletons and active orthoses for care and rehabilitation (Chen et al. 2016).

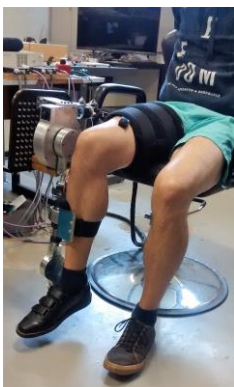


Figure 1. Position of the orthosis. A user wearing the active knee orthosis used in this work.

The modular exoskeleton for lower limbs presented in (dos Santos et al., 2017), Figure 1, is used, and for the control, the concept of assistance based on primitive motor explored by (Ruiz Garate et al. 2016), in which the primitives are identified and combined by weights to produce the desired robot torque profiles. The torques of the robot obtained by the primitives were tested in the simulator and presented promising results.

¹ polyananunes@usp.br, phone: (+55) 16 33739398.

2. Experimental Produce

In order to evaluate the influence of the orthosis on the kinetic activity profiles during knee joint flexion/extension, a set of experiments was performed, as shown in Figure 2.

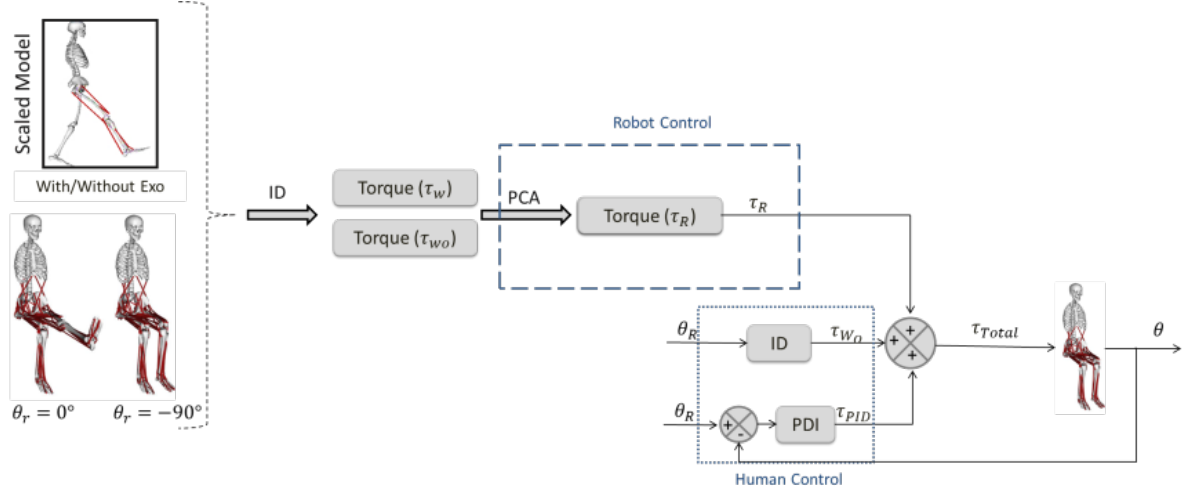


Figure 2. The Gait2392 model was scaled with the measurements of the user who made the sinusoidal trajectory, with amplitude ranging from $\theta_{r= - 0^\circ}$ a $\theta_{r= - 90^\circ}$. Torques with and without the orthosis were calculated by the OpenSim DI and subsequently used to calculate the robot torque (τ_R) from the primitive motors. Human control is a feedforward loop, modeled using DI, and a PID feedback loop. The advance loop provides an estimated torque τ_{Total} by the user to perform the motion and the feedback loop eliminates the effects of disturbances θ is the calculated position expected to be equal to the reference position θ_r .

Firstly, in order to obtain the position data, a subject of 1.80 m in height and with a mass of 80 kg performed a series of movements wearing the knee orthosis. The movements correspond to a sinusoidal trajectory, with a period of 6 seconds and amplitude ranging from $\theta_{r= - 0^\circ}$ a $\theta_{r= - 90^\circ}$. This path is defined as the path desired by the orthosis.

The orthosis position data was sent to the OpenSim Inverse Dynamics (ID) tool. The OpenSim *Gait2392* model was used to input the Inverse Dynamics together with anthropometric data and the subject's mass using the orthosis, the subject's articular positions were also inserted. The mass of 80 kg was considered when the subject was without the orthosis, and the mass of 82.53 kg with the orthosis, resulting in the torque without the orthosis (τ_{wo}) and the torque with the orthosis (τ_w). The robot torque was calculated based on the motor primitive weights for both cases.

The motor primitives consist of the sum over time of the product between primitive curves $p_i(t)$ and their respective active weights w_i , $i = 1, \dots, N$, where N is the number of primitives. Using Principal Component Analysis (PCA) the motor primitives for the torques of a subject who did not use the orthosis were extracted, according to Equation 1:

$$\tau_{wo}(t) = \sum_{i=1}^N p_i^{wo}(t) \cdot w_i^{wo}, \quad (1)$$

where $p_i^{wo}(t)$ and w_i^{wo} are the primitives and the torques weights of the subject without the orthosis (wo). The desired robot torque is calculated based on the ratio (p_i) between the weights of both cases, using the orthosis (w^w) and not using the orthosis (w^{wo}) according to Equation 2, and the robot torque (τ_R) is calculated according to Equation 3:

$$\vartheta_i = \frac{w_i^w}{w_i^{wo}} \quad (2)$$

$$\tau_R = \sum_{i=1}^N p_i^{wo} (1 - \vartheta_i) \cdot w_i^{wo}. \quad (3)$$

The human control consists of a feedforward loop, modeled using the OpenSim Inverse Dynamics Tool, and a PID feedback loop. The feedforward loop provides an estimated torque (equivalent to the τ_{wo}) by the user to perform the motion. The feedback loop seeks to eliminate the effects of disturbances that affect good movement performance; and θ is the calculated position expected to be equal to the reference position θ_r .

The robot torque induces the user to perform the same torque when not using the orthosis, assisting only where the weight of the primitive is lower. This robot torque τ_R was sent to a Forward Dynamics algorithm developed in MATLAB, together with the orthosis position data θ_R for the calculation of new position vectors θ .

The control presented above was simulated using the Forward Dynamics based algorithm, that is able to reproduce the application of the torques to the model, as shown in the Figure 2. To perform the simulation, was used a computer with Intel® Core™ i7-5500 2.40 GHz processor, 8,00 GB of RAM, 2,00 GB dedicated video card, Windows 10 Home Single Language 64 bits. The OpenSim version 3.3 and the MATLAB R2017b were the platforms where the simulations took place.

3. Results and Discussions

A set of experiments were performed to evaluate the influence of orthosis on kinematic and kinetic processes during knee extension/flexion movement. Figure 3 shows the results in which the green line illustrates the user torque (the sum of the feedforward and feedback torques), the red line represents the torque of the robot that was obtained by the motor primitive strategy, and the blue line illustrates the total torque, which is the sum of the robot and user torques.

The goal is to work the transparency of the orthosis so that the torque without (τ_{wo}) is equal to the torque with the orthosis (τ_w). Applying the torque calculated by the primitives (robot torque) in the orthosis, Figure 3 shows that the torque with the orthosis (green line) and without the orthosis (black line) are equal (overlapping), which shows that the control was able to work transparently during the subject's knee flexion and extension.

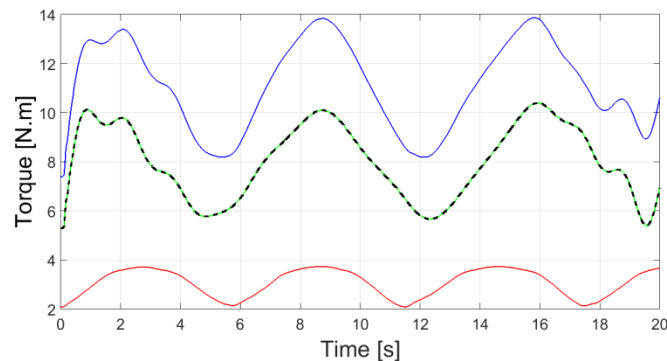


Figure 3. Total torque (blue), robot torque (red), user torque with orthosis (green) and user torque without orthosis (black).

The Figure 4 shows the position reference θ_R (pink) to be followed by the user and the actual position θ (black) followed by the user's knee. Note that the user has followed the desired reference which demonstrates the transparency of the robot during leg flexion/extension.

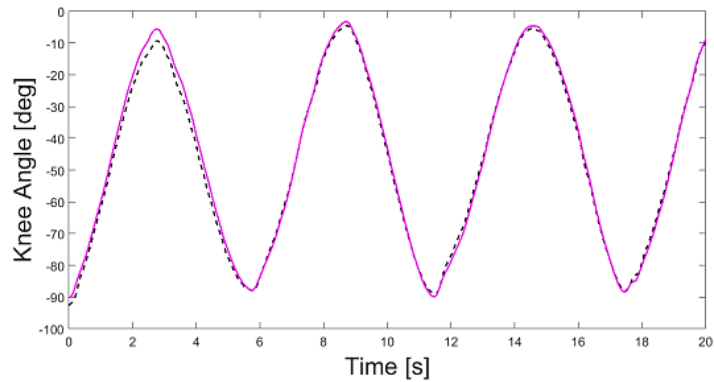


Figure 4. Position reference to follow (pink), and Real knee position (black).

Figure 5 illustrates the position error during the movement of the controlled orthosis movement. The total time to perform the simulation was 3.28 minutes.

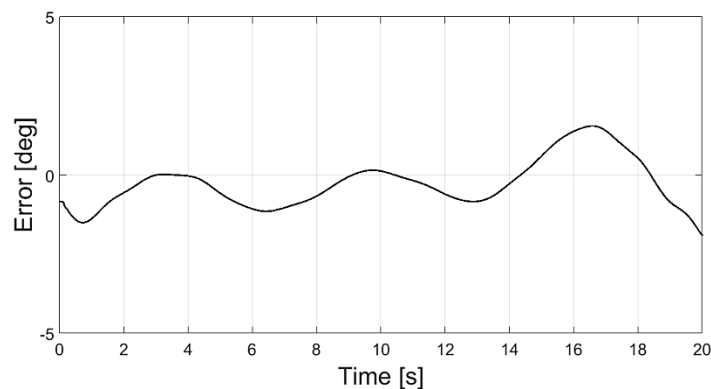


Figure 5. Position error while executing movement with controlled orthosis.

Aiming to improve the quality of life of users with motor problems, a control strategy based on the knowledge of the user's kinetic characteristics, so that the orthosis could work intuitively to the movement intended by the user, providing them with coherent, collaborative and effective assistance, was the purpose of this work. When the user makes use of the exoskeleton, it is important that he is able to assist him in his specific motor impairment individually. Primitives were calculated using Principal Component Analysis (PCA) and simulated results showed that the control was effective in retrieving the knee joint position profile.

4. References

- Chen, Bing et al. 2016. "Recent Developments and Challenges of Lower Extremity Exoskeletons." *Journal of Orthopaedic Translation* 5: 26–37.
- Contreras-Vidal, Jose L et al. 2016. "Powered Exoskeletons for Bipedal Locomotion after Spinal Cord Injury." *Journal of neural engineering* 13(3): 31001.
- Organization, WH (2015). *World Health Statistics 2015*. World Health Organization.
- Ruiz Garate, Virginia et al. 2016. "Walking Assistance Using Artificial Primitives: A Novel Bioinspired Framework Using Motor Primitives for Locomotion Assistance through a Wearable Cooperative Exoskeleton." *IEEE Robotics & Automation Magazine* 23: 83–95.
- dos Santos, Wilian M et al. 2017. "Design and Evaluation of a Modular Lower Limb Exoskeleton for Rehabilitation." *IEEE-RAS-EMBS International Conference on Rehabilitation Robotics. London, UK.*: 447–51.



6.

**REALIDAD VIRTUAL,
JUEGOS SERIOS**

Plataforma para apoyo en el diagnóstico y evaluación de la estabilometría a través de un Juegos Serio y Realidad Virtual.

Oswaldo Rivera^{1a}, Juan D. Abril^{1b}, Mauricio Mauledoux^{1c}, Oscar F. Avilés S^{1d},
Edilberto Mejía^{1d}

¹Universidad Militar Nueva Granada, Grupo de Investigación Davinci. Bogotá, Colombia.
{^au3900248, ^bu3900253, ^cmauricio.mauledoux, ^doscar.aviles,
^eedilberto.mejia}@unimilitar.edu.co

Resumen

Acorde al Informe Mundial sobre la Discapacidad emitido por la OMS, se estima que alrededor de 1.000 millones de personas del total de la población mundial sufren de alguna discapacidad. Por otra parte, según el reporte de la sala situacional de las Personas con Discapacidad (PCD), publicado por la Oficina de Promoción Social del ministerio de salud y Protección Social en febrero de 2018 (Ministerio de Salud y Protección Social Oficina de Promoción Social, n.d.). El número de personas con discapacidad en Colombia es de 1.379.001, que corresponde al 2,6% de la población total del país. Esta situación genera que por lo menos estos individuos requieran de algún procedimiento que involucre sesiones de rehabilitación física. Atendiendo esta necesidad se desarrolla una plataforma automatizada como herramienta de apoyo a profesionales en el área de rehabilitación, el desarrollo se realiza con el fin de evaluar el sistema vestibular. Para ello la plataforma realimenta el desplazamiento del Centro de Presión (CP) y la región de presión plantar a través de un sensor de presión 2D, de otro lado se registran señales de origen electrofisiológico como son: Electrocardiografía (ECG), Actividad electrodérmica (EDA) y Frecuencia Respiratoria (RESP). Además de lo anterior la plataforma se enlazar con un juego serio de Realidad Virtual. Lo anterior permite generar informes referentes al compromiso del usuario luego de realizar una sesión.

Palabras clave: Estabilometría, Rehabilitación, sensor de fuerza, señales psicofisiológicas

1. Metodología

La metodología planteada para el desarrollo de la plataforma, parte del análisis a las terapias de rehabilitación de balance, normalmente compuestas por ejercicios de alcance y estudio de la estabilometría. A su vez, se basa en el diseño general de un sistema que integra una plataforma robótica paralela, sistema de Realidad Virtual, sensores de adquisición de señales psicofisiológicas (EDA, ECG, Frecuencia Respiratoria) y señales biomecánicas (CoP y presión plantar), en la Figura 1 se presenta la arquitectura de la plataforma desarrollada. El sistema propuesto hace parte de un sistema que estudia el compromiso terapéutico por parte de un individuo en su proceso de rehabilitación, y pretende mejorar los resultados de dicho proceso implementando técnicas novedosas integrando realidad virtual y realimentación de señales.

2. Hardware y Software

La plataforma de bajo costo consta principalmente de un sensor tipo alfombra, que adquiere las características biomecánicas (desplazamiento del Centro de presión y presión plantar), mediante un algoritmo desarrollado para triangular el desplazamiento del centro de masa del individuo, a través de la proyección sobre el plano transversal. La plataforma de fuerza está compuesta de una red de 255 sensores encargado de reconstruir el patrón de presión plantar del usuario. A través de un sistema de muestreo y procesamiento de señales, las señales adquiridas son transmitidas a una interfaz desarrollada en lenguaje de programación *Opensource*, esta programación permite al sistema entrar en cooperación con programas para análisis matricial como Matlab o motores de desarrollo de Juegos de realidad virtual como Unity.

La figura 2(a). Muestra la interacción de un usuario sobre la plataforma, en el modo de evaluación de balance. Por su parte la figura 2(b), muestra la ejecución de ejercicios de balance, a través de un juego de realidad virtual desarrollado.

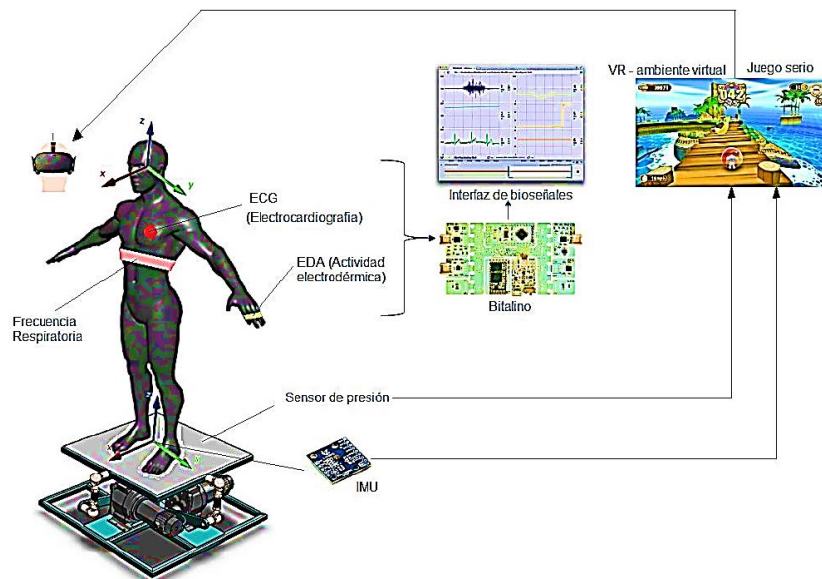


Figura 1. Arquitectura general de Sistema para evaluación de la Adherencia Terapéutica.

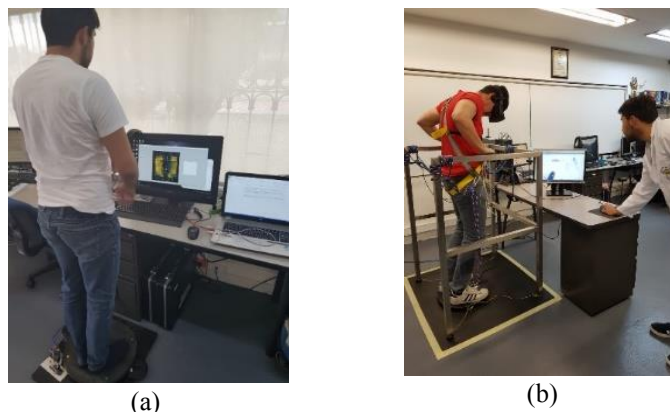


Figura 2. (a) Usuario sobre plataforma. (b) Plataforma para la interacción con un juego de realidad virtual.

3. Referencias

- Fitzgerald, D., Trakarnratanakul, N., Dunne, L., Smyth, B., & Caulfield, B. (2008). Development and user evaluation of a virtual rehabilitation system for wobble board balance training. In *2008 30th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*. <https://doi.org/10.1109/IEMBS.2008.4650134>
- Kharboutly, H., Ma, J., Benali, A., Thoumie, P., Pasqui, V., & Bouzit, M. (2015). Design of multiple axis robotic platform for postural stability analysis. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*. <https://doi.org/10.1109/TNSRE.2014.2329533>
- Knaepen, K., Marusic, U., Crea, S., Rodríguez Guerrero, C. D., Vitiello, N., Pattyn, N., ... Meeusen, R. (2015). Psychophysiological response to cognitive workload during symmetrical, asymmetrical and dual-task walking. *Human Movement Science*, *40*(1), 248–263. <https://doi.org/10.1016/j.humov.2015.01.001>
- Kosse, N. M., Caljouw, S. R., Vuijk, P. J., & Lamoth, C. J. C. (2011). Exergaming: Interactive balance training in healthy community-dwelling older adults. *Journal of Cyber Therapy and Rehabilitation*.

- [https://doi.org/2011, 8:2doi:10.1186/1743-0003-](https://doi.org/2011,8:2doi:10.1186/1743-0003-); Leroux, A., Pinet, H., Nadeau, S., Task-oriented intervention in chronic stroke: Changes in clinical and laboratory measures of balance and mobility (2006) *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation*, 85 (10), pp. 820-830; Nowalk, M.P., Prendergast, J.M., Bayles, C.M., D'Amico, F.J., Colvin, G.C., A randomized trial of exercise programs among older individuals living in two long-term care facilities: The FallsFREE program (2001) *Journal of the American*
- Lamoth, C. J. C., Alingh, R., & Caljouw, S. R. (2012). Exergaming for elderly: Effects of different types of game feedback on performance of a balance task. *Studies in Health Technology and Informatics*. <https://doi.org/10.3233/978-1-61499-121-2-103>
- Ministerio de Salud y Protección Social Oficina de Promoción Social. (n.d.). *Sala situacional de las Personas con Discapacidad (PCD)*. Retrieved from <http://ondiscapacidad.minsalud.gov.co/Documentos/compartidos/sala-situacional-discapacidad-febrero-2018.pdf>
- Noveletto, F., Soares, A. V., Mello, B. A., Sevegnani, C. N., Eichinger, F. L. F., Hounsell, M. D. S., & Bertemes-Filho, P. (2018). Biomedical serious game system for balance rehabilitation of hemiparetic stroke patients. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 26(11), 2179–2188. <https://doi.org/10.1109/TNSRE.2018.2876670>
- Patanè, F., & Cappa, P. (2011). A 3-DOF parallel robot with spherical motion for the rehabilitation and evaluation of balance performance. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*. <https://doi.org/10.1109/TNSRE.2010.2089535>
- Rastegarpanah, A., Saadat, M., Borboni, A., & Stolkin, R. (2017). Application of a parallel robot in lower limb rehabilitation: A brief capability study. In *International Conference on Robotics and Automation for Humanitarian Applications, RAHA 2016 - Conference Proceedings*. <https://doi.org/10.1109/RAHA.2016.7931865>
- Roth, E., & Mitra, R. (n.d.). Chapter 10: Stroke Rehabilitation. In *Principles of Rehabilitation Medicine*. New York: McGraw-Hill Education - Europe. Retrieved from <http://accessmedicine.mhmedical.com/content.aspx?bookid=2550§ionid=206759347>
- Schouten, A. C., Boonstra, T. A., Nieuwenhuis, F., Campfens, S. F., & Van Der Kooij, H. (2011). A bilateral ankle manipulator to investigate human balance control. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*. <https://doi.org/10.1109/TNSRE.2011.2163644>

Diseño de juego serio de Realidad Virtual para rehabilitación de balance con registro de variables psicofisiológicas

Juan D. Abril ^{1a}, Oswaldo Rivera ^{1a}, Oscar I. Caldas ^{1c}, Oscar F. Avilés ^{1d},
Mauricio Mauledoux ^{1e}

¹Universidad Militar Nueva Granada, Bogotá, Colombia
{^au3900253, ^bu3900248, ^coscar.caldas, ^doscar.aviles,
^emauricio.mauledoux}@unimilitar.edu.co

Resumen

Cerca del 40% de las personas con discapacidad en Colombia manifiesta tener afectadas extremidades inferiores, por lo que tienen que realizar rehabilitación física, principalmente sesiones de recuperación de equilibrio (Minsalud). Para contribuir con este procedimiento, se presenta un estudio con 13 participantes, los cuales realizan un descenso virtual en paracaídas dentro de un ambiente virtual 3D, con control de dirección de caída a través de la inclinación de una plataforma *wobble board* instrumentada con giroscopio, y registro simultáneo de señales de electrocardiografía (ECG), actividad electrodérmica (EDA) y frecuencia respiratoria (RESP). Estas señales psicofisiológicas del Sistema Nervioso Autónomo (SNA) obtenidas son contrastadas con un cuestionario de auto-reporte emocional estandarizado (Bradley y Lang), el cual es diligenciado por el participante con la selección de mirada del dispositivo *Oculus Rift*. El resultado es una integración *entre Unity y Matlab* que almacena el desempeño de la actividad de equilibrio y procesa 15 características extraídas de las bioseñales y 3 niveles emocionales (Goljar et al.), además de proponer un juego serio como una solución para problemas de la metodología convencional como baja atención, sesiones monótonas y predecibles, combinando entornos virtuales y tecnologías innovadoras para una más agradable terapia de recuperación (van Driest et al. y Gobron et al).

Palabras clave: Rehabilitación, Realidad Virtual, Psicofisiología, Balance, Emociones, Juego Serio.

1. Metodología

1.1. Protocolo de estudio

Las pruebas se llevan a cabo en el laboratorio del grupo de investigación Davinci de la Universidad Militar Nueva Granada en Bogotá, Colombia. Al comienzo de la sesión se explica a cada participante el propósito y el procedimiento del estudio mediante un consentimiento informado. Se sigue el protocolo indicado en la Tabla 1 para aplicar la prueba:

Tabla 1. Protocolo de aplicación de la prueba.

Protocolo de Ejercicio de Balance	
Firma de consentimiento informado	
Lectura de hoja de información	5 minutos
Reposo	
Adquisición de señales de control	5 minutos
Ejercicio	
Juego serio paracaidismo	2 minutos
Aplicación Test SAM	1 minuto

Los participantes incluyeron información demográfica de manera anónima. Posteriormente se realiza la ubicación de los sensores al participante. La tarea es guiada a través de un juego serio de realidad virtual con

¹ u3900253@unimilitar.edu.co, número de teléfono: (+57) 314 213 1510, <http://www.umng.edu.co/programas-academicos/facultad-ingenieria/pregrados/ingenieria-mecatronica/davinci>

una narración simple que le pide al jugador alcanzar objetos ubicados a los extremos del entorno durante la caída inclinando la plataforma para puntuar, así como caer dentro de una diana al momento de aterrizar. La duración del ejercicio es 150 segundos. Al final se pide a los participantes completar un cuestionario estandarizado, *Self-Asessment Manikin Test* (SAM Test) (Bradley), informando sus emociones dimensionales experimentadas (excitación, valencia y dominio). Se registraron medidas fisiológicas durante ambas tareas.

1.2. Hardware y software

Una plataforma tipo *Wobble Board* de 35 mm de diámetro y con capacidad de 135 Kg, es utilizada para desarrollar el ejercicio de balance. Se fija de tal forma que permite la inclinación de cabeceo y alabeo (*pitch* y *roll*) sin traslaciones, con un rango de movimiento entre -11° y 11° . El procesamiento de la inclinación de la plataforma se desarrolló en *Arduino* con la lectura de sensor *GY-50* en los ángulos *pitch* y *roll* a través de protocolo I2C. Posteriormente se transmite la información por puerto serial al entorno desarrollado en Unity, éste corresponde al movimiento del paracaidista durante la caída en el ambiente virtual.

Las señales psicofisiológicas son adquiridas por medio del dispositivo Biosignlas Plux Explorer, con una tasa de muestreo = 1 KHz y resolución = 16 bits. El equipo portátil se usó para medir señales de electrocardiografía (ECG), la actividad electrodérmica (EDA) y la tasa de respiración (RESP). El ECG fue muestreado por 3 electrodos de superficie colocados en la parte superior derecha del cofre, la parte inferior izquierda del cofre y la parte izquierda del tórax, sobre las costillas (puesta a tierra). La señal de EDA se midió mediante un sensor de respuesta galvánica de la piel de electrodos de superficie colocados en los dedos índice y medio de la mano no dominante. La respiración se midió con un sensor piezoeléctrico en una correa elástica alrededor del tórax. La figura 1 muestra al usuario ubicado en la plataforma de balance.

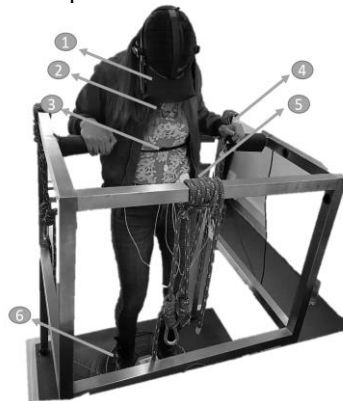


Figura 1. Adquisición de señales psicofisiológicas e inclinación de plataforma. En la imagen se resaltan: el HMD (1), sensor de ECG (2), banda flexible para la respiración (3), sensor de EDA (4), el dispositivo de adquisición de datos (5), wobble board con giroscopio (6).

La inmersión del ambiente virtual es dada por un casco de realidad virtual o HMD (*Head Mounted Display*) de referencia *Oculus Rift*, el equipo permite estimulación audiovisual donde se define el espacio de trabajo a través de dos sensores infrarrojos que rastrean la posición del HMD y se configura el seguimiento de posición y orientación del usuario del juego serio realizando la animación previa a la caída desde el helicóptero, se muestra en la Figura 2, el usuario desarrollando la actividad de realidad virtual.

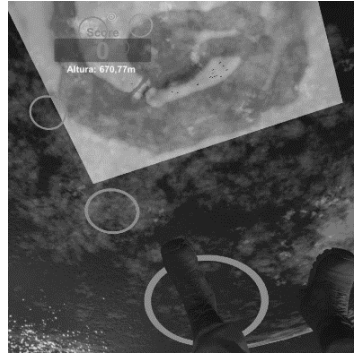


Figura 2. Actividad de paracaidismo- Vista en primera persona.

El resultado muestra el juego serio propuesto a través de la actividad de paracaidismo de precisión, estandarizada en tiempo, con registro de desempeño (puntaje) y de niveles emocionales por medio del registro de las respuestas psicofisiológicas involuntarias del SNA y del cuestionario de auto reporte estandarizado (*SAM Test*) de los participantes.

Referencias

- Minsalud. Sala situacional de las Personas con Discapacidad. (2019). Retrieved 29 July 2019, from <https://www.minsalud.gov.co/sites/rid/Lists/BibliotecaDigital/RIDE/DE/PS/sala-situacional-discapacidad-junio-2018.pdf>
- Bradley, M., & Lang, P. (1994). Measuring emotion: The self-assessment manikin and the semantic differential. *Journal Of Behavior Therapy And Experimental Psychiatry*, 25(1), 49-59. doi: 10.1016/0005-7916(94)90063-9
- Goljar, N., Javh, M., Poje, J., Ocepek, J., Novak, D., & Zihel, J. et al. (2011). Psychophysiological responses to robot training in different recovery phases after stroke. 2011 IEEE International Conference On Rehabilitation Robotics. doi: 10.1109/icorr.2011.5975498
- Van Diest, M., Lamoth, C., Stegenga, J., Verkerke, G., & Postema, K. (2013). Exergaming for balance training of elderly: state of the art and future developments. *Journal Of Neuroengineering And Rehabilitation*, 10(1), 101. doi: 10.1186/1743-0003-10-101
- Gobron, S., Zannini, N., Wenk, N., Schmitt, C., Charrotton, Y., & Fauquex, A. et al. (2015). Serious Games for Rehabilitation Using Head-Mounted Display and Haptic Devices. *Lecture Notes In Computer Science*, 199-219. doi: 10.1007/978-3-319-22888-4_15

Viabilidad de la Rehabilitación virtual con *Leap Motion*[®] en pacientes intervenidas de rizartrrosis.

Manuel Bayón- Calatayud^a, Aranda Moreno- González^a, Esmeralda Martín- García^a, Ana Maria Benavente- Valdepeñas^a, y Angel Gil- Agudo^b.

- a- Servicio de Rehabilitación y Medicina Física. Complejo Hospitalario de Toledo- SESCAM. España.
- b- Servicio de Rehabilitación. Unidad de Neurorrehabilitación, Biomecánica, y Función Sensitivo-Motora. Hospital Nacional de Paraplégicos- SESCAM. Unidad asociada al CSIC. España.

Resumen.

Introducción: El objetivo de este estudio fue investigar la viabilidad de la rehabilitación virtual con el dispositivo *Leap Motion*[®], en pacientes intervenidas de rizartrrosis.

Material y Métodos: Estudio piloto controlado y aleatorizado. Veintiseis mujeres intervenidas de rizartrrosis, aleatoriamente distribuidas en dos grupos, intervención y control. Ambos grupos realizaron 15 sesiones de rehabilitación. Sólo el grupo intervención realizó 15 minutos adicionales de terapia *Leap Motion*[®]. Las pacientes fueron valoradas al inicio y al final del tratamiento. Se valoró el dolor (escala analógica visual), la movilidad en abducción del pulgar (goniómetro), la oposición (test de Kapandji) y la funcionalidad manual (*Functional Index for Hand Osteoarthritis*).

Resultados: En la valoración realizada después del tratamiento, la mediana del movimiento de oposición del pulgar fue 9 para el grupo intervención y 8 para el grupo control. No se encontraron diferencias entre grupos para el dolor o la abducción. Según el test U de Mann-Whitney, no hubo diferencias significativas entre grupos en la funcionalidad manual postratamiento ($p=0,07$). Los pacientes no informaron de efectos adversos con *Leap Motion*[®].

Conclusión: *Leap Motion*[®] se ha mostrado como un dispositivo de realidad virtual suficientemente viable y seguro en un entorno clínico para pacientes intervenidas de rizartrrosis. Sería recomendable realizar futuros ensayos clínicos que valoren su eficacia.

Palabras Clave: Articulación trapecio-metacarpiana; Artrosis; Realidad virtual; Rehabilitación.

1. Introducción

La artrosis de la articulación trapecio-metacarpiana (TMC) o rizartrrosis es una de las causas más frecuentes de dolor e impotencia funcional manual.

Esta patología es común entre la quinta y sexta década de la vida afectando a 1 de cada 6 mujeres, siendo 20 veces más frecuente en el sexo femenino que en el masculino [1].

En los estadios iniciales de la enfermedad el tratamiento es conservador e incluye la modificación de actividades predisponentes, el uso de medicación (AINES, infiltraciones con corticoides), ortesis, termoelectroterapia analgésica y ejercicios de rehabilitación. En los casos de rizartrrosis con inestabilidad clínica, y estadios radiológicos II, III, y IV de la clasificación de Eaton y Littler [2], puede ser necesario el tratamiento quirúrgico.

Los objetivos del tratamiento quirúrgico son aliviar el dolor, corregir la deformidad e inestabilidad, y mejorar la función manual.

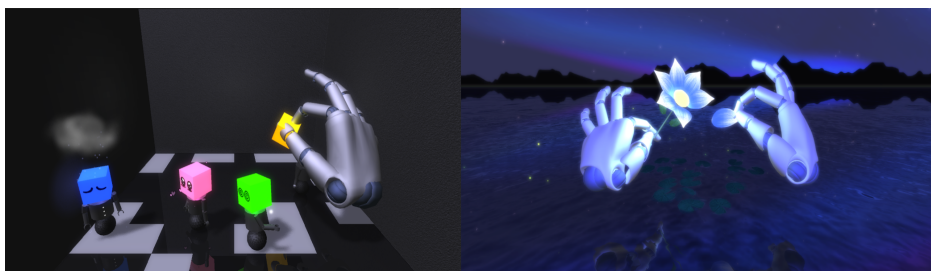
La técnica de elección en pacientes de mediana edad, demanda funcional moderada y estadio radiológico avanzado, combina la trapecectomía parcial o total con la artroplastia con reconstrucción ligamentaria y tenosuspensión mediante flexor carpi radialis (Técnica de Pellegrini-Burton) o abductor largo del pulgar (Técnica de Weilby) o mediante estabilización con mini *Tight Rope*. El implante de prótesis trapeciometacarpianas se puede considerar como alternativa a las técnicas anteriores, habiéndose hallado resultados similares en cuanto a eliminación del dolor, recuperación de la movilidad del pulgar y de la fuerza de pinza bidigital [3- 4].

En los últimos años los sistemas de realidad virtual se han ido introduciendo como una herramienta terapéutica en la rehabilitación de la función motora del miembro superior [5].

El objetivo de este estudio fue investigar la viabilidad de un tratamiento de rehabilitación virtual, basado en el controlador de movimiento *Leap Motion*[®], para la recuperación funcional de pacientes intervenidas de rizartrrosis.

2. Material y Método

Estudio piloto abierto, controlado, aleatorizado que ha incluido 26 pacientes diagnosticadas e intervenidas de rizartrrosis. Los criterios de exclusión aplicados fueron: pacientes clínicamente inestables, con patologías neurológicas que afectaran al miembro superior, con deterioro cognitivo (MMSE < 24), con fracturas u otra patología osteoarticular incapacitante en el miembro superior, o involucrados en otros ensayos clínicos. Las participantes del estudio fueron aleatoriamente distribuidas en dos grupos, grupo intervención (GI) y grupo control (GC). Las pacientes de ambos grupos realizaron 15 sesiones de tratamiento de rehabilitación (baños de parafina-fisioterapia-terapia ocupacional). Sólo las pacientes del GI realizaron 15 minutos adicionales de ejercicios de rehabilitación virtual con *Leap Motion*[®]. Los ejercicios virtuales consistieron en ejercicios de prensión, alcance, agarre, y pinza bidigital. Se utilizaron los ejercicios de la demo Playground Leap Motion[®] (Figuras 1 y 2).



Figuras 1 y 2. Ejercicios demo Playground Leap Motion[®].

Los pacientes fueron evaluados al inicio y al final del tratamiento. Se valoró el dolor (escala analógica visual), la movilidad en abducción palmar y radial del pulgar (goniómetro), la oposición (test de Kapandji) y la funcionalidad manual mediante la escala FIHOA (*Functional Index for Hand Osteoarthritis*).

3. Resultados

La edad media de las pacientes estudiadas fué 60 ± 10 años, de dominancia diestra el 96 %.

El 61,5 % eran rizartrrosis izquierdas. La mayoría (84,6%) intervenidas mediante ligamentoplastia con tenosuspensión. El resto (16,4%) mediante artroplastia trapecio-metacarpiana.

El tiempo medio transcurrido desde la cirugía al inicio del tratamiento rehabilitador fue de 40 ± 19 días.

Como en estudios previos [6-7], la tolerancia de las pacientes a la terapia *Leap Motion*[®] fué buena, sin efectos adversos.

La diferencia media postratamiento entre GC-GI para la abducción radial fue de -3° (IC 95%, $-7,9$ a $1,9$, $p=0,22$) y para la abducción palmar de $-2,3^\circ$ (IC 95%, $-6,5$ a $1,9$, $p=0,27$).

Después del tratamiento, la mediana del movimiento de oposición del pulgar fue 9 para el GI y 8 para el GC. El valor de la mediana de la escala analógica visual para el dolor al final del tratamiento fué de 3 para ambos grupos.

La tabla 2 muestra las medianas pre y postratamiento de las variables estudiadas: dolor, funcionalidad (escala FIHOA) y movimiento de oposición del pulgar.

Tabla 2. Medianas Pre y Postratamiento.

Variable	Mediana Pre-tratamiento	Mediana Post-tratamiento.
Dolor (EVA)	GI= 5 GC= 5	GI= 3 GC= 3
Oposición (Test Kapandji)	GI= 8 GC= 7	GI= 9 GC= 8
Función Manual (FIHOA)	GI= 15 GC= 14	GI= 6 GC= 10

Según el test U-Mann Whitney no se encontraron diferencias significativas entre grupos en las puntuaciones postratamiento del FIHOA (valor-U= 49,5; z-score= -1,76; p=0,07). Entre las pacientes intervenidas mediante ligamentoplastia, tampoco se hallaron diferencias significativas postratamiento en el FIHOA entre controles y pacientes con terapia virtual (valor U= 35; z-score= 1,6; p= 0,10). Las figuras 2 y 3 muestran los Boxplots posttratamiento para la escala FIHOA y el movimiento de oposición del pulgar.

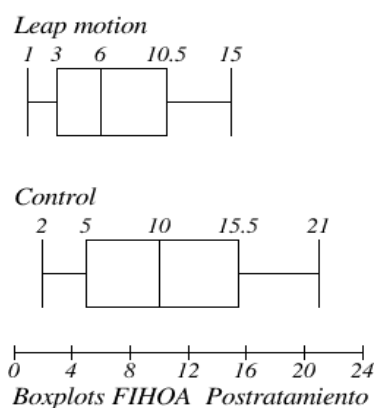


Figura 3. FIHOA Postratamiento

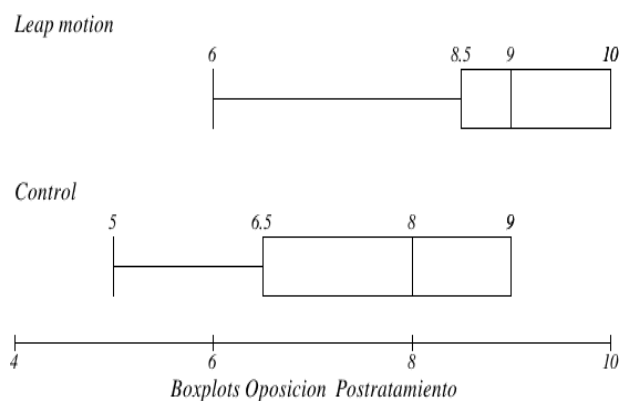


Figura 4. Oposición Postratamiento

4. Conclusiones

Aunque no significativos y basados en un tamaño muestral limitado los resultados preliminares de este estudio piloto sugieren que la terapia virtual con *Leap Motion*[®] integrada dentro del programa de rehabilitación de estos pacientes, resulta ser viable y segura para tratar rizartrrosis intervenidas quirúrgicamente. Es recomendable la realización de futuros ensayos clínicos controlados, con mayor tamaño muestral y seguimiento, para confirmar la viabilidad, usabilidad y mantenimiento en el tiempo de la posible eficacia de la terapia.

5. Referencias

- [1] Haara MM, Heliövaara M, Kruger H, et al. Osteoarthritis in the carpometacarpal joint of the thumb: prevalence and associations with disability and mortality. *J Bone Joint Surg Am* 2004;86:1452-57.
- [2] Eaton RG, Littler JW. Ligament reconstruction for the painful thumb carpometacarpal joint. *J Bone Joint Surg Am.* 1973;55:1655-66.
- [3] Taccardo G, De Vitis R, Parrone G, Milano G, Fanfani F. Surgical treatment of trapezio-metacarpal joint osteoarthritis. *Joint* 2013;1(3):138-44.
- [4] Huang K, Hollevoet N, Giddins G. Thumb carpometacarpal joint total arthroplasty: a systematic review. *J Hand Surg Eur* 2015;40:338-50.
- [5] Merians AS, Tunik E, Adamovich SV. Virtual reality to maximize function for hand and arm rehabilitation: exploration of neural mechanisms. *Stud Health Technol Inform* 2009;145: 109-25.
- [6] Wang ZR, Wang P, Xing L, Mei LP, Zhao J, Zhang T. Leap Motion- based virtual reality training for improving motor functional recovery of upper limbs and neural reorganization in subacute stroke patients. *Neural Regen Res* 2017;12:1823-31.
- [7] Iosa M, Morone G, Fusco A, Castagnoli M, Fusco FR, Pratesi L, et al. Leap Motion controlled videogame-based therapy for rehabilitation of elderly patients with subacute stroke: a feasibility pilot study. *Top Stroke Rehabil* 2015;22:306-16.

GaitLife, herramienta de realidad virtual para soportar el proceso de rehabilitación de la marcha humana

Mario Lagos^{1a}, Eval Bacca^a, Gloria Arango^a, José Ramírez^a

^a Universidad del Valle – Programa de posgrado en ingeniería eléctrica y electrónica PPIEE, Cali Colombia;

Resumen

Este trabajo presenta el diseño y la implementación de una herramienta de realidad virtual (VR), que busca soportar las terapias de rehabilitación de la marcha humana usando ambientes interactivos. La cinemática de la marcha es capturada por medio de la integración de dos sistemas externos: un sistema de sensores inerciales IMU y una banda sin fin. En este trabajo se describe la metodología utilizada para la recolección de requerimientos del sistema. El desarrollo de la herramienta contempla dos componentes principales: la interfaz gráfica GUI que le permite al fisioterapeuta parametrizar la terapia con VR, y la interfaz de juego que implementa la configuración realizada, presentándole al paciente la terapia a manera de objetivos de juego. Finalmente se reportan los resultados obtenidos de las pruebas de validación funcional, con el fin de verificar el cumplimiento de los objetivos de la herramienta.

Palabras clave: marcha humana, realidad virtual, unidad de medición inercial IMU, banda sin fin, GUI.

1. Introducción

El 29.3% de la población con discapacidad en Colombia, posee limitaciones para moverse o caminar (DANE 2005). Durante la terapia convencional de rehabilitación de marcha, se necesita de múltiples repeticiones para su reaprendizaje, pero para lograr avances importantes, los pacientes deben disponer de un alto grado de motivación evitando que estas repeticiones se vuelvan tediosas (Zimmerli et al. 2009 & Biswas et al. 2012). En las técnicas de rehabilitación el periodo de supervisión del fisioterapeuta es corto, esto hace que el paciente pierda consistencia en la ejecución de su entrenamiento (Biffi et al. 2015). Adicionalmente, el alto costo que la atención personalizada representa para los servicios de salud, ocasiona que se lleven a adelantar procesos grupales, reduciendo las posibilidades de tener una terapia apropiada.

El objetivo de este trabajo es presentar la herramienta de realidad virtual (VR) *GaitLife*, desarrollada para brindar soporte a los procesos de rehabilitación de la marcha humana, pues la VR es un mecanismo apropiado para generar el componente motivacional en las técnicas tradicionales de rehabilitación (Zimmerli et al. 2009). Además, se ha evidenciado que la incorporación de un elemento virtual es efectivo en estos procesos de rehabilitación de la marcha (Mirelman & Raphaely 2011, Moreira & Michelle 2013, Pereira & Ruedab 2012, Holden 2005). *GaitLife* ofrece funcionalidades específicas que permiten parametrizar la terapia con VR, las cuales surgen de las necesidades identificadas por los fisioterapeutas vinculados al proyecto de investigación, en su experiencia durante la ejecución de las terapias de rehabilitación.

En la condición de adulto mayor, y de esclerosis múltiple, la poca altura con la que se levanta el pie en la fase de balanceo, ocasiona tropiezos e inclusive caídas, a esto va relacionado la poca longitud de paso (Shema et al. 2013 & Peruzzi et al. 2016). *GaitLife* se enfoca en la implementación de terapias de rehabilitación de altura y longitud de paso, los objetivos terapéuticos para estos parámetros serán presentados como objetivos de juego en el ambiente de VR, de tal manera que el paciente busque alcanzarlos por medio de una actividad lúdica. La interacción con el mundo virtual se realiza por medio de un avatar, que imita la cinemática de la marcha del paciente, capturada por el sistema de sensores inerciales (IMU) desarrollados en (Luna 2017), y la banda sin fin desarrollada en (Echeverri 2019). El software es desarrollado en la plataforma Unity3D, que es una herramienta con mucha popularidad en la industria de los videojuegos y en el desarrollo de aplicaciones de VR.

2. Metodología

La metodología de desarrollo inicia con la recolección de requerimientos de usuario, la cual se hace mediante entrevistas abiertas dirigidas a los fisioterapeutas, posteriormente con su análisis, se obtienen los requerimientos

¹ mario.lagos@correounivalle.edu.co, número de teléfono: (+57) 310 826 2434, <http://gici.univalle.edu.co/>

del sistema, que son discutidos y ajustados con los fisioterapeutas. La plataforma integra 3 sistemas: una banda sin fin, un sistema de IMU y una pantalla led para proyectar el mundo virtual. La plataforma considera 2 actores principales que interactúan con el sistema: el fisioterapeuta lo hace por medio de la interfaz gráfica para configurar la terapia y el paciente por medio de la interfaz de juego a través de las IMU y la banda sin fin.

3. Implementación

A continuación se describen los componentes mencionados en la *sección 2*, que conforman la herramienta *GaitLife*, y las funcionalidades que cumple cada uno sobre la plataforma.

3.1. Sistemas externos

- **Banda sin fin.** Con el fin de sincronizar la banda sin fin con la velocidad de desplazamiento en el mundo virtual, fue necesario integrar éste sistema a *GaitLife* por medio de una interfaz de mando y monitoreo. La comunicación con la banda sin fin, se realiza a través del protocolo de comunicación serial RS232. El registro “estado” permite establecer dos modos principales: control de velocidad, en el que el sistema mantiene una velocidad de referencia previamente fijada, y el modo control de posicionamiento, en el que el sistema se adapta a la velocidad del paciente llevándolo a una posición de referencia (Echeverri 2019). Las principales variables utilizadas por la herramienta son: estado de la banda sin fin, posición medida, posición de referencia, velocidad de referencia y la velocidad medida con la cual se determina la posición temporal del Avatar.

- **Sistema de sensores inerciales.** El sistema de sensores para la captura de la cinemática angular, se compone de 7 módulos IMU que se ubican en los miembros inferiores (Figura 1a) (Luna 2017). Estos envían la información de rotación a un concentrador vía inalámbrica, el cual se encarga de administrar la información de las 7 IMU, la reorganiza y la retransmite al PC por medio de una comunicación serial RS232. La información de las rotaciones es entregada en forma de cuaterniones y tienen un marco de referencia global, por lo que fue necesario implementar un sistema de referencia local en el cuerpo del paciente, mediante una calibración de postura (Figura 1b). Este procedimiento se logra mediante una serie de operaciones entre cuaterniones basados en la orientación inicial que entrega el módulo ubicado en la espalda baja (Beravs et al. 2011).

3.2. Interfaz gráfica para configuración

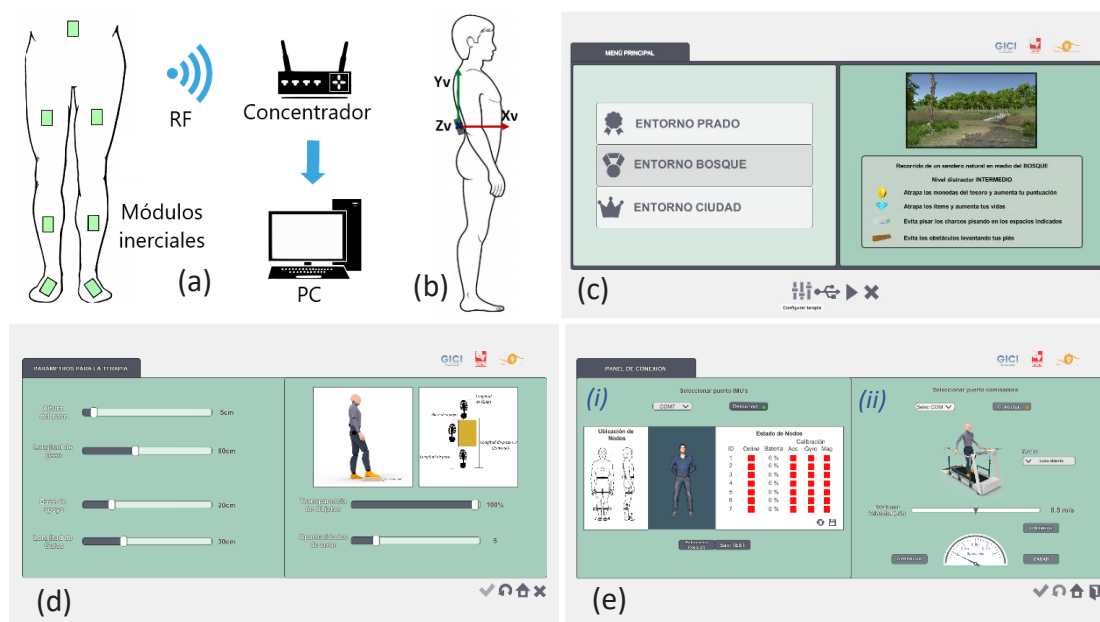


Figura 1. (a) Sistema de IMU, (b) Referencia local, (c) GUI principal, (d) GUI configuración, (e) GUI conexión.

La GUI de *GaitLife* se muestra en la Figura 1, el menú principal (figura 1c) permite: seleccionar uno de los tres entornos virtuales descritos en la sección 3.3 y navegar entre las diferentes ventanas. En la ventana de configuración (Figura 2d) el usuario puede ajustar los objetivos para los parámetros de marcha: altura y longitud

de paso; aquí también se pueden establecer la cantidad inicial de “vidas” y la visibilidad de los objetos para desafiar la capacidad de reacción del paciente. La ventana de la figura 1e permite establecer la conexión con los sistemas externos, la interfaz de la figura 1e (i) para las IMU, en la que se puede verificar la información de cada módulo sensor, además de realizar un test de funcionamiento por medio de la animación del Avatar. La interfaz de la figura 1e (ii) permite establecer el modo de funcionamiento de la banda sin fin, además de modificar el valor de referencia para el modo seleccionado y probar su funcionamiento.

3.3. Interfaz de juego

Una vez realizada la configuración se ejecuta el entorno de juego, cuyo objetivo es recolectar las piezas de un tesoro que están dispersas aleatoriamente sobre el mundo virtual, el jugador debe conseguirlas sobrepasando los obstáculos que se atraviesan en el camino. Se tienen tres tipos de objetos virtuales, cuyas dimensiones se relacionan con los objetivos terapéuticos: obstáculos que el paciente debe sobrepasar adaptando su altura de paso, áreas que el paciente debe evitar adaptando su longitud de paso y amplitud de su base de apoyo (charcos de agua), piezas del tesoro que el paciente debe atrapar con sus pies adaptando su altura de paso. La interfaz de juego ofrece 3 entornos, cada uno con un grado de distracción progresivo, llevando la terapia a escenarios semejantes a la realidad pero con la ventaja de evitarle riesgos al paciente. El *entorno prado* ofrece un grado mínimo de estímulos distractores (Figura 2a), el *entorno bosque* ofrece un grado intermedio de distracción al contener más elementos naturales, además de animales que se atraviesan en el recorrido (Figura 2b). El *entorno ciudad* presenta un grado máximo de distracción, por medio del ambiente estresante que este ofrece, además de la animación de personas caminando muy cerca del jugador (Figura 2c). Al finalizar el juego, se presenta un informe de desempeño del jugador, por cada uno de los tres tipos de objetos virtuales (Figura 2d).

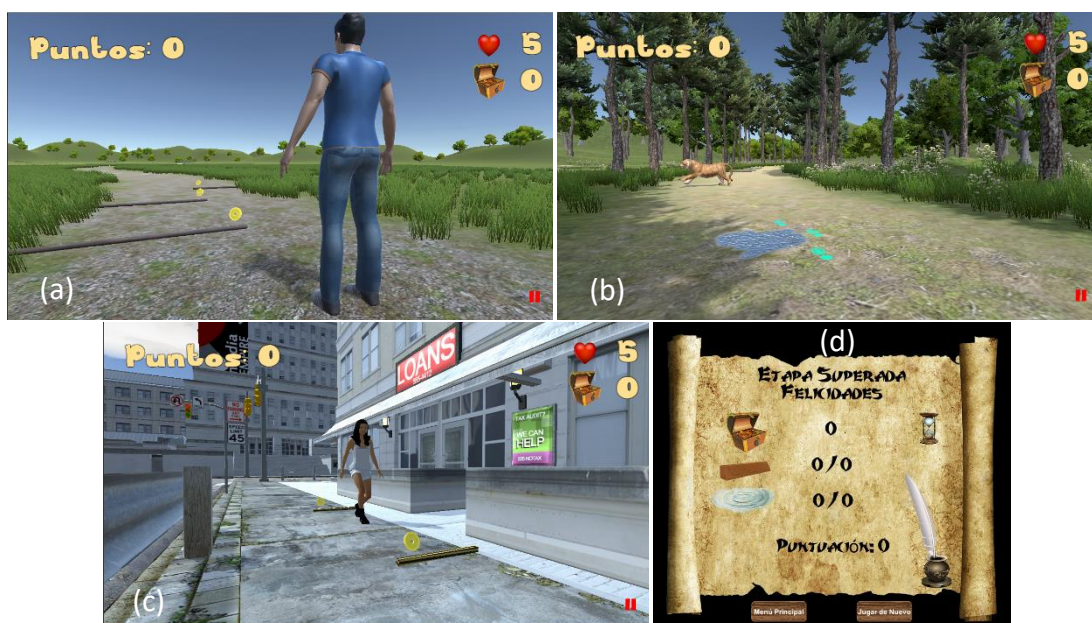


Figura 2. (a) Entorno prado, (b) entorno bosque, (c) entorno ciudad, (d) desempeño del jugador.

4. Validación funcional y resultados

Para la validación funcional del sistema, se realizaron pruebas de medición y pruebas de campo. Con las pruebas de medición se verificó que los errores en la estimación de los parámetros espacio-temporales, están dentro de los correspondientes a los errores angulares reportados para las IMU en (Luna 2017). Para ello se calculó el promedio de error RMSE entre: la medidas obtenidas por medio de análisis de video con el software *Kinovea* y las medidas estimadas por *GaitLife* (Lagos 2019).

Las pruebas de campo se implementaron con el propósito de evaluar funcionalidades, que solamente se pueden comprobar mediante la interacción directa de las personas con el sistema, como lo son: experiencia con la GUI, inmersión y motivación. Los participantes correspondieron a 10 personas con un promedio de edad de 29.3 ± 9.1 años sin ningún tipo de limitación física. El procedimiento consistió en que cada participante interactúe tanto la GUI y con los entornos virtuales por medio de los equipos externos, previamente cada participante

firmó un consentimiento informado. Al final, cada participante respondió un cuestionario en el que evaluó cada característica del sistema con una escala de 1 a 5. Los resultados indican que todas las características evaluadas, tienen un valor promedio mayor a 4 ($\bar{x} > 4$), con lo que se asegura una desviación inferior al 25% de la máxima calificación. También se identificó que la moda M_o toma el valor de la máxima calificación en el 75% de los puntos evaluados. Estos resultados mostrados son muy satisfactorios para validar la funcionalidad del sistema, pues el 70% de los participantes califican su experiencia con *GaitLife* con la máxima puntuación (Lagos 2019).

5. Conclusiones, trabajos futuros y agradecimientos

En este trabajo se presentó la herramienta *GaitLife*, la cual cumple con el objetivo de satisfacer las necesidades identificadas por los fisioterapeutas. El entorno de juego aquí desarrollado, le brinda el componente motivacional al paciente durante su terapia, esto con el propósito de que *GaitLife* pueda ser implementada en entornos clínicos para una población de pacientes que han disminuido considerablemente los parámetros de altura y longitud de paso. Los resultados obtenidos de las pruebas de campo, permiten concluir que se cumple con los resultados esperados para validación de funcionalidades propias de la VR, y de uso de las GUI de *GaitLife*. El 100% de los participantes, opinan que la plataforma puede ser útil en procesos de rehabilitación de la marcha, lo que indica la importancia de seguir trabajando sobre este tipo de proyectos. Sin embargo, a futuro se desea comprobar la funcionalidad del sistema con pacientes que posean restricciones en la altura y longitud de paso, de tal manera que se puedan realizar validaciones mediante protocolos clínicos.

Los autores agradecemos la cooperación y apoyo del Programa de posgrados de la Escuela de ingeniería eléctrica y electrónica PPIEE, de la Universidad del Valle, con el cual fue posible la difusión de este trabajo.

6. Referencias

- Beravs, T. et al., 2011. Development and validation of a wearable inertial measurement system for use with lower limb exoskeletons. *IEEE-RAS International Conference on Humanoid Robots*, pp.212–217.
- Biffi, E. et al., 2015. Gait rehabilitation with a high tech platform based on virtual reality conveys improvements in walking ability of children suffering from acquired brain injury. *2015 37th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC)*, pp.7406–7409.
- Biswas, K., Mazumder, O. & Kundu, A.S., 2012. Multichannel fused EMG based biofeedback system with virtual reality for gait rehabilitation. *4th International Conference on Intelligent Human Computer Interaction: Advancing Technology for Humanity, IHCI 2012*.
- DANE, 2005. Boletín Censo General. <http://www.dane.gov.co/files/censos/boletines/discapacidad.pdf>.
- Echeverri, M., 2019. *Desarrollo de un sistema de mando y control integrado de los subsistemas de la plataforma de la plataforma de rehabilitación de la marcha humana*. Universidad del Valle.
- Holden, M.K., 2005. Virtual environments for motor rehabilitation: Review. *Cyberpsychology and Behavior*, 8(3), pp.187–211.
- Lagos, M.F., 2019. *Herramienta software de realidad virtual para el proceso de rehabilitación de la marcha humana*. Universidad del Valle.
- Luna, M., 2017. *Sistema electrónico para el análisis de la marcha humana en el plano sagital*. Universidad del Valle.
- Mirelman, A. & Raphaely Beer, N., 2011. Treadmill training with Virtual Reality to decrease risk of falls in idiopathic fallers: A pilot Study. *2011 International Conference on Virtual Rehabilitation, ICVR 2011*, pp.7–10.
- Moreira, M.C. & Michelle, D.A., 2013. Disability and Rehabilitation : Assistive Technology Use of virtual reality in gait recovery among post stroke patients – a systematic literature review systematic literature review. , 3107.
- Pereira, E.M. & Ruedab, F.M., 2012. Empleo de sistemas de realidad virtual como método de propiocepción en parálisis cerebral: guía de práctica clínica. , 29(9), pp.550–559.
- Peruzzi, A. et al., 2016. Effects of a virtual reality and treadmill training on gait of subjects with multiple sclerosis : a pilot study. *Multiple Sclerosis and Related Disorders*, 5, pp.91–96.
- Shema, S. et al., 2013. Clinical Experience Using a 5 Week Treadmill Training Program with Virtual Reality to Enhance Gait. , pp.249–253.
- Zimmerli, L. et al., 2009. Virtual reality and gait rehabilitation: Augmented feedback for the Lokomat. *2009 Virtual Rehabilitation International Conference, VR 2009*, pp.150–153.

Effect of an Intervention Based on Virtual Environment for Motor Development in Children with Down Syndrome: Case Study

Sheila da Luz Schreider^a, Andrés Ramirez-Duque^b, Nicolás Valencia^b, Teodiano Bastos^{a,b}, Anselmo Frizera^b

^a Postgraduate Program in Biotechnology, Federal University of Espirito Santo (UFES), Av. Maruípe s/n - Maruípe, Vitória, 29047-185.

^b Postgraduate Program in Electrical Engineering, Federal University of Espirito Santo (UFES), Av. Fernando Ferrari 514 - Goiabeiras, Vitória, Brazil, 29075-910.

Abstract

There are few studies about the effects of a virtual environment-based intervention applied to motor development and postural control in children with Down Syndrome (DS). This work aims to verify the effects of an intervention protocol with Virtual Environment (VE) through a game platform to train postural balance in a child with DS. This case study was carried out using a system designed with the purpose to evaluate the children's functional performance through data acquired using a system based on an RGB-D cameras arrangement. A performance assessment protocol was implemented to analyse the movements of a 9 years old female child with DS. The child underwent a physiotherapeutic intervention protocol of 12 sessions of game therapy, with a duration of 30 minutes each and a frequency of two sessions per week. To evaluate the effects of the implemented system an assessment was conducted prior and after the therapy protocol, which evidenced an increase in the Berg scale score and evolution in the psychomotor profile. The results obtained with this study confirm that VEs are a promising tool to be incorporated as an intervention system that helps children with DS to develop their skills.

Keywords: Serious games, Virtual environment, Down syndrome, Motor development, Assistive devices

1. Introduction

Down Syndrome (DS) is the most common non-inherited cause of cognitive deficit as a result of the presence of all or a portion of an extra copy of chromosome 21 (HSA21) (Almeida et al., 2013). DS is associated with a neuropsychomotor development delay and muscular hypotonia and may be associated with other pathologies such as congenital heart disease, auditory and visual problems, and alterations in the cervical spine, obesity, premature aging and thyroid disorders (Lapa et al., 2010). Hypotonia is a characteristic of individuals with DS, reduces postural control and proprioception, influencing the sensory and motor experiences, and environmental exploration, leading to slower initial neuropsychomotor development, longer time for cervical control, delay in time to gait acquisition, and affecting the performance of fine and gross motor skills (Beqaj et al., 2018).

Physical therapy in DS is indicated with the aim of preventing and attenuating neuropsychomotor development disorders, stimulating motor responses close to the normal pattern and avoiding atypical patterns in movement and posture (Beqaj et al., 2018). When the child acquires gait, is important to perform postural and balance training, increasing proprioception and motor coordination. In the young and adult phase, individuals with DS are less active, increasing their hypotonia and muscle weakness (Almeida et al., 2013). At this stage a physiotherapeutic approach is indicated, based on the findings in the kinetic-functional assessment (Almeida et al., 2013).

On the other hand, virtual environment-based therapy is one of the most innovative and promising recent developments in rehabilitation technology (Silveira et al., 2018). This technology allows users to interact with a computer-generated scenario (a virtual world), making corrections and increasing intensity of training while providing feedback (Silveira et al., 2018). Thus, for the development of these environments, a domain analysis of the topics and studies of the playful elements to integrate serious goals and motivational resources are needed (Silveira et al., 2018; Rodrigues et al., 2018). Some conventional virtual environment treatments require a suitable space, a room intended to stimulate the vestibular, proprioceptive and tactile sense of the user, train the integration and identification of different stimuli, and engage the user in useful activities (Silveira et al., 2018; Rodrigues et al., 2018). Multisensory interventions based on RGB-D multi-cameras are among possible

approaches to help DS children (Silveira et al., 2018; Rodrigues et al., 2018). For example, an environment with devices that capture the user’s movements, combined with serious games that verify their correctness, can improve the experience of an appropriate stimulus.

In summary, this work shows two important aspects of a virtual environment-based therapy developed to improve the skills of children with DS: first, the implementation of a platform of serious games for motor development training; second, the effects of a clinical intervention in a child with DS (9 years old) through a serious game platform.

2. Methods

2.1. Instruments

A virtual environment (VE) with visual feedback was developed to evaluate the functional performance of children with DS. A computer vision system based on RGB-D cameras (Kinect) was used to obtain kinematic parameters and to generate a kinematic evaluation interface with a game platform to detect and quantify their movements. The system has a graphical interface that allows body recognition and obtain some parameters, such as range of motion, velocities, and positions of each body articulation in three dimensions.

The VE has the possibility of being configured in two different modes, according to the game characteristics and the stimulus generated to the child. The first configuration is designed for a set of games where the child has to make a frontal interaction with visual stimuli projected on the wall (Figure 1a), and the camera system interprets the different child movements. The second configuration is used to train different gross-motor and cognitive skills in the users. In this case the games are projected on the floor, generating a greater interaction (Figure 1b). The VE developed has three different games, shown in Figure 2: “Left-Right”, “The Catcher”, and “Whack-a-Mole” (Silveira et al., 2018; Rodrigues et al., 2018).

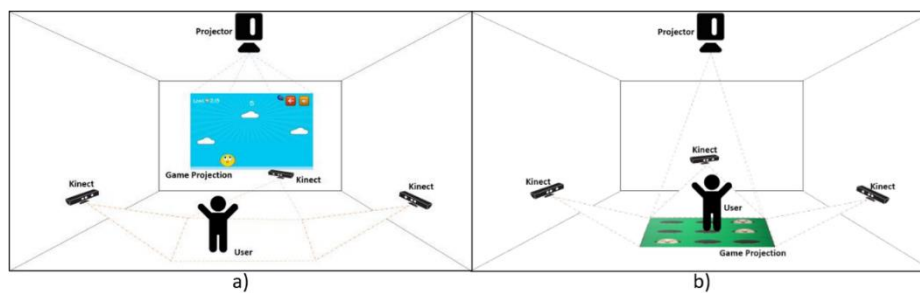


Figure 1. Virtual Environment developed. a) System configured to visual stimuli projected on the wall; b) System configured for an interactive projection on the floor.

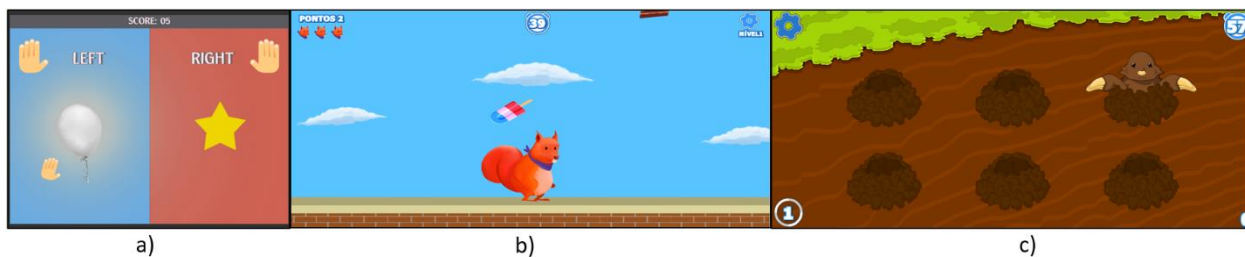


Figure 2. Game platform developed. a) “Left-Right” game. b) “The Catcher” game. c) “Whack-a-Mole” game.

The “Left-Right” game analyzes the laterality ability of the children, providing them a mirror-type visual feedback, where a voice command determines which object/side the children must choose, e.g. “select the star on the right side”, “select the balloon on the left side”. The child has to move their hand (level 1) or their foot (level 2) to select the correct object in the correct side, using the corresponding limb to select objects on each side, such as shown in Figure 2a. To enhance gross-motor skills, the “Catcher game” is used, in which some items like fruits, candy, pizza and other type of foods fall randomly from the top of the screen projected on the wall, where the frequency and velocity of falling objects can be configured. The child needs to move left and right in order to control the character and catch the greatest number of food as possible, such as shown in Figure 2c. In the “Whack-a-Mole” game, the child has to walk or jump on the mole and needs to physically step on the

target in order to generate a score in the game. The main concept of this configuration is to build a "Touch screen" in the floor, creating an interactive projection game. The game displays six burrows and a mole, which emerges from a specific burrow (Figure 2b), where the speed of mole appearing can be configured. If the player steps on the mole, it returns to the burrow and appears in a different position.

2.2 Procedures and intervention protocol

The child underwent a physical and dynamic body balance physical therapy evaluation through the Berg Scale (Berg et al., 1992), which evaluates the individual's balance in 14 situations, representative of daily activities. The proprioception, muscle tone and motor coordination (thick and thin) were also evaluated in the first and last sessions by means of the instrument "Psychomotor Battery by Fonseca" (Fonseca, 2012), which consists of a series of observation tests composed of components of the psychomotor behavior of children, divided into seven psychomotor factors: tonicity, balance, lateralization, body notion, spatial-temporal structuring, global praxis and fine praxis.

The serious games protocol was composed of 12 sessions of game therapy, with application of two sessions per week, and duration of 30 minutes each. The child was assisted and received verbal commands at all time by the physiotherapist. In this protocol the three games were used, and the duration for each of them was 10 min. Depending on the motor behavior of the child for each session, the physiotherapist increases/decreases the games frequency/velocity.

2.2. Participant of virtual environment intervention

The aim of this work is to offer a clinical intervention for children with DS through a serious game. For this, the sample consisted of a female child (9 years old), with clinical diagnosis of DS and associated hypothyroidism, with frequent episodes of fall, presenting a deficit psychomotor profile (9 points in the final sum). The Psychomotor Battery by Vítor da Fonseca shows a dyspraxic profile (characterized by the accomplishment of activities with difficulty of control) and indicates an apraxic profile (characterized by imperfect achievement, incomplete and uncoordinated). On the other hand, the score 37 on the Berg Scale indicates a safe locomotion with recommendation of assistance with walking aids. The study was approved by the Research Ethics Committee of UFES/Brazil (number 1.629.376), and the parents or legal guardians signed an informed consent form, authorizing their child to participate of the study.

3. Results

The child performed the protocol with 12 sessions within 90 days. In "The Catcher" game, the physiotherapist increased the fall frequency of food in 7th session, but was not able to increase the fall speed of food because of the reported child fatigue. In the "Whack-a-Mole" game, the time of mole appearing in the burrow was decreased from 7.5s to 6s in 7th session. In 9th session to 4.5 s, and in 11th and 12th sessions to 3s. The collected data before and after the virtual environment intervention is shown in Tables 1, 2 and 3.

Table 1. Comparison of Berg Scale scores before and after application of the game therapy protocol.

Berg Scale	Score
Before the virtual environment intervention	37
After the virtual environment intervention	46

Table 2. Comparison of tonicity scores before and after application of the game therapy protocol.

Tonicity	Before the virtual environment intervention	After the virtual environment intervention
Average score	2.44	3.22
Psychomotor profile	Dyspraxia	Eupraxia

Table 3. Comparison of balance scores before and after application of the game therapy protocol.

Balance	Before the virtual environment intervention	After the virtual environment intervention
Average score	1.14	2.14
Psychomotor profile	Apraxia	Dyspraxia

According to Tables 1, 2 and 3 it can be observed that the intervention protocol using the game therapy was able to promote body balance improvement in the child with DS. The Berg Scale score presented an increase, modifying the classification from “assistance recommendation with walking aids” to a “safe gait without help”, corroborating the child's mother report of no-falls in the last 40 days after the protocol application beginning. In the "Psychomotor Battery by Fonseca", a change from the apraxic balance profile to dyspraxic, and a change in the profile from dyspraxic tonic to eupractic, with better average score, were also observed.

4. Discussion and Conclusion

The "Left-Right" game trains laterality recognition, and stimulates postural balance when requesting movements of the body segments; the “Catcher” game stimulates postural balance when requesting corporal displacement in the transverse axis, and the "Whack-a-mole" game stimulates movement perception and improves body balance when asking the child to step on the mole that appears randomly in each burrow. The game platform has the characteristic of adaptability, fitting the children's individuality, due to the fact that it evaluates their performance to determine whether the level of difficulty should be increased or decreased, in order to challenge their static and dynamic postural control during the training, based on recommendations from the clinical staff.

With the results obtained through this research, we can conclude that the developed system, as well as the protocol applied to the child, were determinant to improving motor development and balance. The games requested a great amplitude movement in her upper and lower limbs, which required the use of trunk to generate weight transfers and jumps. This interaction with the virtual environment challenged the child's motor abilities, improving her body balance and cognitive skills. Results show that our VE can be used to stimulate visual feedback, aiming to generate conflicts between visual, somatosensory and vestibular information, as a way of training different sensory systems.

The data presented in this study confirm the use of VE as a promising tool to be incorporated into the rehabilitation and training processes to improve the motor development and body balance skills in children with Down Syndrome or related conditions, allowing them to grow in a more independent way.

5. Acknowledgements

The authors thank the Associations of Parents and Friends of the Exceptional (APAE) of Vila Velha and Serra (Brazil) for their collaboration in this research. This study is funded by the Foundation for Support to Research and Innovation of Espírito Santo - FAPES, process nº 88887.186468 / 2018-00.

6. Referencias

- Almeida, M. D. de, Moreira, M. C. dos S., & Tempski, P. Z. (2013). Physiotherapeutic intervention in the outpatient care of persons with Down syndrome at the Institute of Physical Medicine and Rehabilitation at HC FMUSP. *Acta Fisiátrica*, 20(1), 55–62. <https://doi.org/10.5935/0104-7795.20130010>
- Beqaj, S., Tërshnjaku, E. E. T., Qorolli, M., & Zivkovic, V. (2018). Contribution of Physical and Motor Characteristics to Functional Performance in Children and Adolescents with Down Syndrome: A Preliminary Study. *Medical Science Monitor Basic Research*, 24, 159–167. <https://doi.org/10.12659/MSMBR.910448>
- Berg, K. O., Wood-Dauphinee, S. L., Williams, J. I., & Maki, B. (1992). Measuring balance in the elderly: Validation of an instrument. In *Canadian Journal of Public Health*. <https://doi.org/10.1016/j.archger.2009.10.008>
- Fonseca, V. (2012). *Manual de observação psicomotora: significação psiconeurológica dos fatores psicomotores*. Editora Wak.
- Lapa, A. C. da S., Moreira, L. M., El-Hani, C. N., Fábio, E., Gusmão, A., & Feuerstein, R. (2010). Análise das significações de pais de crianças com Necessidades Educativas Especiais e de Saúdes especiais - estudos de caso. *Rev Bras Psiquiatr*, 22(2), 96–99. <https://doi.org/10.1590/S1516-44462000000200011>
- Rodrigues, T., Valencia, N., Santos, D., & Frizzera, A. (n.d.). Development of Game-Based System for Improvement of the Left-Right Recognition Ability in Children with Down Syndrome. *Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica (CBEB 2018)*.
- Silveira, M., Carvalho, T., Neto, A. F., & Bastos, T. (2018). A Multi-Kinect System for Serious Game development using ROS and Unit. *Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica (CBEB 2018)*, (CBEB), 2018.

IBERDISCAP 2019

Dra. Shaferstein, Mariela; Lic. Castelli Belén; Lic. De Andrea, Laura; Lic. Stefanolo, Marcela; Lic. Coronel, Daniela.

Hospital de Rehabilitación Manuel Rocca. Equipo interdisciplinario de Rehabilitación virtual.

Resumen

La rehabilitación virtual (R.V) se define como el uso de diferentes tecnologías (consolas de videojuegos, tabletas electrónicas y una plataforma específica) dentro de un proceso de rehabilitación. Consiste en la simulación en tiempo real de diversas situaciones y ambientes, permitiendo la interacción del paciente y el dispositivo a través de múltiples canales sensoriales.

Es una herramienta emergente en la rehabilitación que permite una experiencia virtual de actividades desafiantes dentro de un entorno más seguro. Niños y adultos, interactúan en un entorno virtual con distintos objetivos y niveles de dificultad. Inmersos en el videojuego se promueven destrezas motoras y de praxis, cognitivas, sensoriales y perceptuales. Permite un excelente biofeedback de la postura, la conciencia corporal y el movimiento, al igual que la estimulación de reflejos oculomotores.

En esta presentación buscamos dar a conocer los fundamentos del uso de las nuevas tecnologías en el campo de la rehabilitación de pacientes neurológicos implementadas en el Hospital Rocca desde el año 2013. Intentaremos difundir el trabajo del equipo de profesionales destinados a esta tarea, y compartiremos la experiencia del Programa de RV aplicado en niños. Este abordaje pediátrico se implementa en forma interdisciplinaria y consiste en una terapéutica grupal con un sistema de postas.

Palabras clave: Rehabilitación Virtual _ Pacientes Neurológicos. _ Abordaje Intedisciplinar.

Secciones:

1. Desarrollo teórico de la experiencia trabajada en el Hospital Manuel Rocca tanto en pacientes adultos como población pediátrica.
2. Antecedentes científicos.
3. Exposición de estrategias prácticas para implementar Rehabilitación virtual como herramienta complementaria en el plan de Rehabilitación.

Subsección: 3.1: Programa de Rehabilitación virtual en Pediatría. Revisión de la metodología implementada y conclusiones.

marielashafertein@gmail.com; belen1988@yahoo.com.ar; lic_deandra@yahoo.com.ar

Referencias:

- 1) “Tecnología virtual para la Rehabilitación motora y cognitiva”. 2014. Argentina. XXII Congreso Argentino de Medicina Física y Rehabilitación
- 2) Activity-promoting gaming systems in exercise and rehabilitation Matthew J. D. Taylor, PhD;1* Darren McCormick, BSc;1 Teshk Shawis, MBChB, FRCP;2 Rebecca Impson, MSc;2 Murray Griffin, PhD1 1Centre for Sports and Exercise Science,

University of Essex, Colchester, Essex, UK; 2Care of the Elderly, Colchester Hospital University Foundation Trust, Colchester, Essex, UK.

3) Use of the Xbox Kinect virtual gaming system to improve gait, postural control and cognitive awareness in an individual with Progressive Supranuclear Palsy
Bryant Seamon, Meredith DeFranco & Mary Thigpen To cite this article: Bryant Seamon, Meredith DeFranco & Mary Thigpen (2016): Use of the Xbox Kinect virtual gaming system to improve gait, postural control and cognitive awareness in an individual with Progressive Supranuclear Palsy, *Disability and Rehabilitation*, DOI: 10.3109/09638288.2016.1160444 To link to this article: <http://dx.doi.org/10.3109/09638288.2016.1160444>

4) Effectiveness of Virtual Reality Using Wii Gaming Technology in Stroke Rehabilitation: A Print ISSN: 0039-2499. Online ISSN: 1524-4628 Copyright © 2010 American Heart Association, Inc. All rights reserved. Stroke is published by the American Heart Association, 7272 Greenville Avenue, Dallas, TX 75231 doi: 10.1161/STROKEAHA.110.584979 Stroke. 2010;41:1477-1484; originally published online May 27, 2010; <http://stroke.ahajournals.org/content/41/7/1477>

5) Effectiveness of conventional versus virtual reality based vestibular rehabilitation in the treatment of dizziness, gait and balance impairment in adults with unilateral peripheral vestibular loss: a randomised controlled trial
Dara Meldrum^{1*}, Susan Herdman², Roisin Moloney³, Deirdre Murray³, Douglas Duffy⁴, Kareena Malone³, Helen French¹, Stephen Hone⁴, Ronan Conroy¹ and Rory McConn-Walsh¹

6) Nintendo Wii rehabilitation (“Wii-hab”) provides benefits in Parkinson’s disease
Nathan B. Herz, Shyamal H. Mehta, Kapil D. Sethi, Paula Jackson, Patricia Hall, John C. Morgan* Movement Disorders Program, Department of Neurology, Georgia Regents University, 1429 Harper Street, HF-1154, Augusta, GA 30912, USA

7) Activity-promoting gaming systems in exercise and rehabilitation Matthew J. D. Taylor, PhD;1* Darren McCormick, BSc;1 Teshk Shawis, MBChB, FRCP;2 Rebecca Impson, MSc;2 Murray Griffin, PhD1 1Centre for Sports and Exercise Science, University of Essex, Colchester, Essex, UK; 2Care of the Elderly, Colchester Hospital University Foundation Trust, Colchester, Essex, UK

8) The Effects of Virtual Reality-based Balance Training on Balance of the Elderly
Gyeong Hee Cho, PT, MS1), Gak Hwangbo, PhD, PT1)*, Hyung Soo Shin, PhD, PT2)
1) Department of Physical Therapy, College of Rehabilitation Science, Daegu University: 15 Jillyang, Gyeongsan-si, Kyeongbuk 712-714, Republic of Korea 2) Department of Physical Therapy, Kyungwoon University, Republic of Korea.

9) 1)Motor learning, retention and transfer after virtual-reality-based training in Parkinson’s disease – effect of motor and cognitive demands of games: a longitudinal, controlled clinical study Felipe Augusto dos Santos Mendes a,b,c,*, José Eduardo Pompeu a,b, Alexandra Modenesi Lobo a,b, Keyte Guedes da Silva a,b, Tatiana de Paula Oliveira b, Andrea Peterson Zomignani c, Maria Elisa Pimentel Piemonte a,b a Department of Neuroscience and Behaviour, Institute of Psychology, University of São Paulo, São Paulo, Brazil b Department of Physical Therapy, Faculty of Medical Science, University of São Paulo, São Paulo, Brazil c Faculty of Physical Therapy, Padre Anchieta University, Jundiai, Brazil

10) Rehabilitación motriz con videojuegos Investigadores de la Universidad Nacional de San Juan, junto a colegas de otras instituciones, desarrollan software de realidad virtual para incentivar la rehabilitación en personas con discapacidad motriz. Nadia Luna. <http://www.unsam.edu.ar/tss/terapia-de-videojuego/>

Desarrollo de un juego de realidad virtual para promoción del desempeño de habilidades funcionales en niños con Síndrome de Down

Eliana Caus Sampaio^{1,a}, Rômulo Cezar Subtil^a, Saulo Pelissari de Almeida^a, Thalyta de Leles Silveira^a, Crystian Moraes Silva Gomes^b

^aFAESA – Centro Universitário, Av. Vitória, 2220, Vitória/ES, Brasil; ^bAssociação de Pais e Amigos dos Excepcionais de Vitória, R. Aluísio Simões, 185, Vitória/ES, Brasil.

Resumen

Los Terapeutas Ocupacionales aplican los principios y pensamientos científicos a la práctica para ayudar a los clientes a aprender o recuperar hábitos y habilidades de manera más efectiva para participar plenamente en diferentes ámbitos de la vida. El síndrome de Down es la alteración genética que determina las características físicas específicas y el retraso en el desarrollo de las habilidades motoras. En este trabajo se presenta el desarrollo de un prototipo compuesto por una aplicación de escritorio y un juego, basado en realidad virtual, 2D con el apoyo de la plataforma de juegos Kinect de Microsoft, para favorecer una mayor participación de los niños con síndrome de Down en las actividades de cuidado personal y las tareas domésticas. Mostrando posible uso clínico en sesiones de Terapia Ocupacional.

Palabras clave: Realidad Virtual, Habilidades Funcionales, Síndrome de Down.

1. Introducción

La composición genética del síndrome de Down (SD) determina las características físicas específicas y el retraso del desarrollo. Las alteraciones presentadas por los niños con SD pueden manifestar una interferencia funcional en la capacidad de estos niños para realizar de manera independiente diversas actividades y tareas de rutina diaria (Mancini, Silva, Gonçalves y Martins, 2003).

Conocer y medir los déficits relacionados con el síndrome de Down es de particular importancia para que el terapeuta ocupacional comprenda las posibles implicaciones negativas en el desempeño en áreas ocupacionales como la vida escolar, las actividades de la vida diaria y el juego (Dolva, Costes, & Lilja, 2004). Estos profesionales aplican los principios y pensamientos científicos para practicar y consideran las estrategias de intervención como alternativas de tratamiento que pueden ser útiles para ayudar al cliente a aprender o recuperar hábitos y habilidades para participar plenamente en las diversas esferas de la vida.

La realidad virtual (RV) se define como la interfaz entre el usuario y la simulación de computador en un entorno o actividad, ofreciendo interacción a través de múltiples canales sensoriales encontrados en videojuegos o computadoras, brindando al individuo experiencias diferentes (Leoncio, Lima y Dantas (2016). El uso de la realidad virtual en la terapia ocupacional ha ido creciendo y consolidándose en los últimos años, la diversión de los juegos influye en una mayor participación en las actividades desarrolladas en el contexto de la rehabilitación.

2. Métodos y materiales

Basado en las actividades de los cuestionarios PEDI (*Pediatric Evaluation Disability Inventory*) utilizados para mostrar el desempeño funcional de los niños en relación con sus capacidades e independencia, y el cuestionario CHORES (*Children Helping Out: Responsibilities, Expectations, and Supports*), un instrumento utilizado para evaluar el desempeño de los niños en las tareas domésticas, se realizó un levantamiento de requisitos, análisis e implementación de un juego y una aplicación.

¹ elianacaus@terra.com.br, Tel: (+55) 27 98191-7777

El juego fue desarrollado en realidad virtual 2D en la plataforma Kinect Games de Microsoft que simulaba entornos domésticos como un dormitorio, un baño, una cocina y un área de servicio. La aplicación tenía la responsabilidad de hacer el control de anamnesis y el registro de secciones del juego.

2.1. Metodología de Desarrollo del Sistema

La metodología adoptada para el desarrollo del proyecto fue Orientada a Objetos con la diagramación basada en el Lenguaje de Modelaje Unificada (UML). Los requisitos se documentaron a través de Casos de Uso demostrado en la Figura 1 que representa el diagrama de Caso de Uso EjecutarJuego, en la Figura 2, que representa el diagrama de Caso de Uso ordenarHabitación (arrumarQuarto), en la Figura 3 que representa el diagrama de Caso de Uso administrarCocina (gerenciarCozinha) y por la Figura 4 que representa el diagrama de Caso de Uso ponerMesa (arrumarMesa). Debido al espacio restringido, no fue posible presentar los otros casos de uso, pero se pueden ver en el documento completo en Almeida e Silveira (2019).

Avanzando en el proceso de desarrollo de software, utilizamos Diagrama de Clases para el modelado estático. La Figura 5 documenta las clases de aplicación y la Figura 6 las clases del Juego. El modelo relacional utilizado para la persistencia de datos de la aplicación se muestra en la Figura 7.

Para el desarrollo del prototipo se utilizaron las siguientes herramientas:

El lenguaje de programación C Sharp (C #), fuertemente tipado y orientado a objetos, permite a los desarrolladores crear una variedad de aplicaciones robustas y seguras que se ejecutan en .NET Framework. Visual C # proporciona un editor de código avanzado, diseñadores de interfaz de usuario convenientes, depurador integrado basado en el lenguaje C # y .NET Framework. Framework XNA, tiene un conjunto de clases y bibliotecas dirigidas a la programación de juegos, que encapsulan los detalles de programación de bajo nivel necesarios para el desarrollo del juego que facilita y acelera su desarrollo. SQLite, es una biblioteca multiplataforma de dominio público desarrollada en lenguaje C y que implementa una base de datos SQL sin la necesidad de ejecutar procesos de Sistemas de gestión de bases de datos.

3. Figuras y Tablas

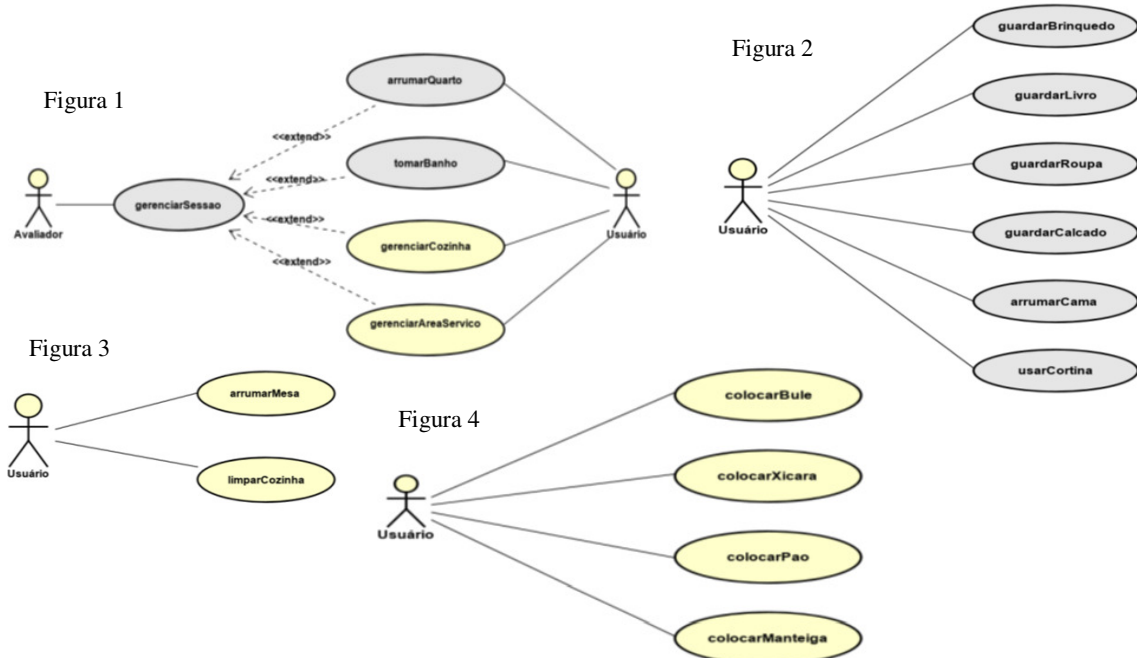


Figura 1, 2, 3 y 4 representan los Diagrama de Caso de Uso EjecutarJogo, organizarHabitacion (arrumarQuarto), administrarCocina (gerenciarCozinha) y ponerMesa (arrumarMesa)

Figura 5

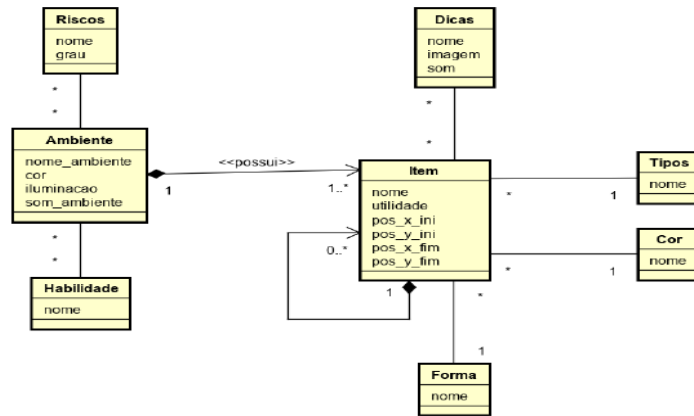


Figura 5. Diagrama de clases del Juego

Figura 6

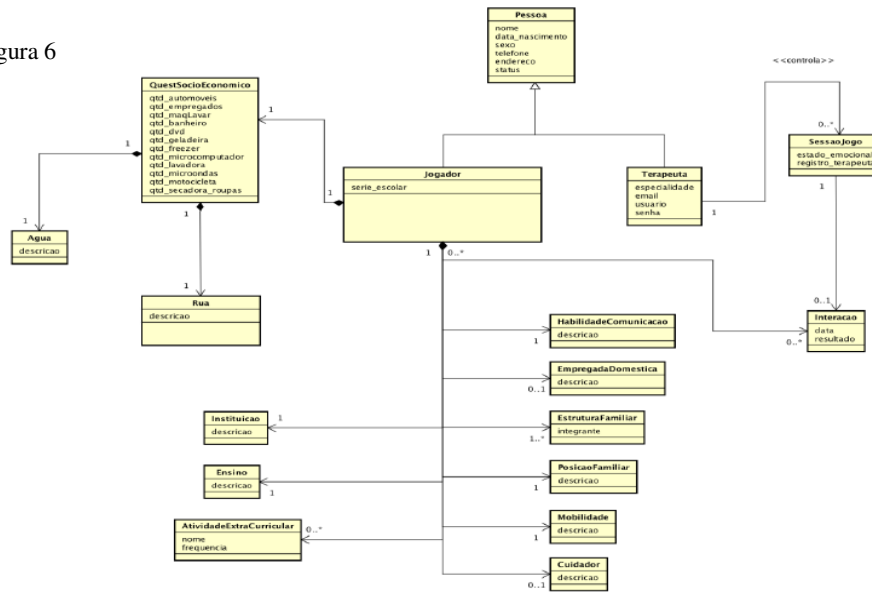


Figura 6. Diagrama de clases de la aplicación

Figura 7

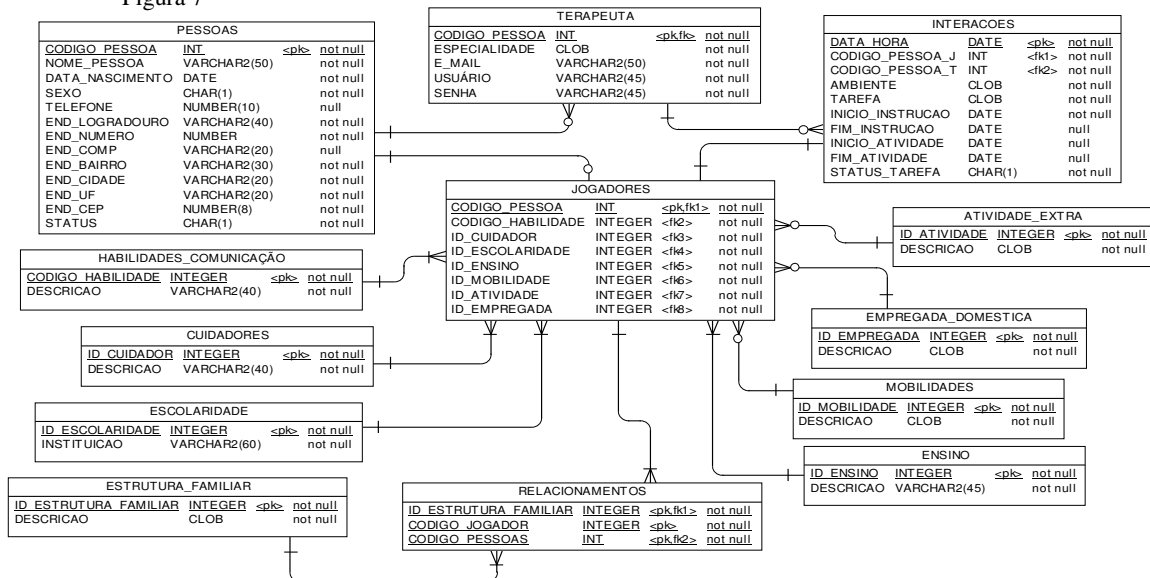


Figura 7. Modelo Relacional de la aplicación

Figura 8

Figura 9

Figuras 8 y 9 corresponden a la pantalla de registro y los datos socioeconómicos de los jugadores.

Figura 10

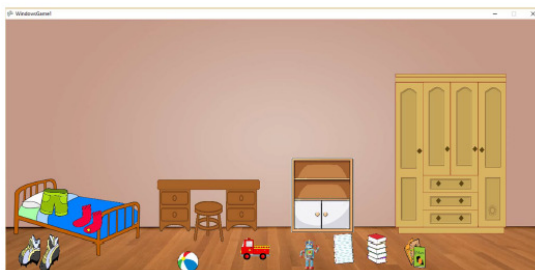


Figura 11

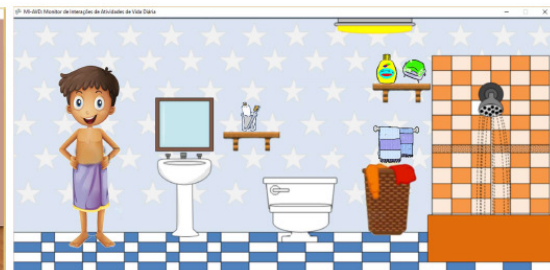


Figura 12

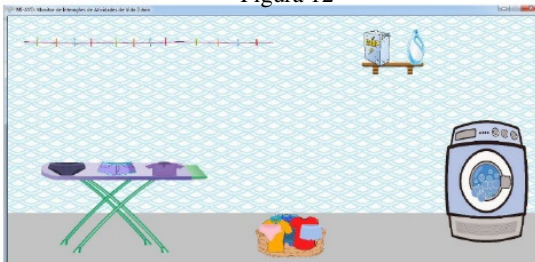


Figura 13



Figuras 10, 11, 12 y 13 corresponden a las pantallas de juego que representan los ambientes de un dormitorio, un baño, un área de lavado y una cocina.

4. Referencias

Almeida, S. A.; Silveira, T. de L. MY AVD. Tecnologia assistiva baseada em realidade virtual para apoiar a participação e desempenho de pessoas com síndrome de down em tarefas domésticas – área de serviço e cozinha. Trabalho de conclusão de curso de graduação em Ciência da Computação. Faesa Centro Universitário. 2019.

Dolva, A. S., Coster, W., & Lilja, M. (2004). Functional performance in children with Down syndrome. *American journal of occupational therapy*, 58(6), 621-629.

Leoncio, C. T., Lima N. D., & Dantas, L. A. C. (2016). A realidade virtual e seu uso como recurso terapêutico ocupacional: revisão integrativa. *Cadernos de Terapia Ocupacional da UFSCar*, 24(3).

Mancini, M. C., Silva, P. C., Gonçalves, S. C., & Martins, S. D. M. (2003). Comparação do desempenho funcional de crianças portadoras de síndrome de Down e crianças com desenvolvimento normal aos 2 e 5 anos de idade. *Arquivos de Neuro-Psiquiatria*, 61(2B), 409-415.

Platform for Neuro-Rehabilitation of Post-Stroke Patients Interacting Through Motor Imagery with Virtual Environment and Robotic Devices

Leticia Silva^{1a}, Jorge Nascimento^b, Jéssica Lima^c, Denis Delisle-Rodriguez^a, Teodiano Bastos-Filho^{a,b,c}

^a Postgraduate Program in Electrical Engineering, ^b Department of Electrical Engineering, ^c Postgraduate Program in Biotechnology, Federal University of Espirito Santo, Brazil

Abstract

Alternative rehabilitation therapies based on different technologies have been developed to recover lower-limb movements and gait of post-stroke patients, since conventional therapy does not completely restore their lowerlimb functions. As a novelty, a neuro-rehabilitation system based on brain-computer interface (BCI) to trigger a virtual environment, a motorized pedal, and a lower-limb exoskeleton through pedaling motor imagery (MI) is proposed here for assistance during lower-limb and gait recovery. As a first stage, a BCI based on Riemannian geometry and Linear Discriminant Analysis was proposed here to validate offline if pedaling MI may be suitable for users to trigger a motorized pedal, as an end-device. Preliminary results show good performance (mean accuracy of 95%) of the proposed BCI for pedaling MI recognition. In addition, a decreasing of the relative power high beta frequencies was noticed around the foot area (Cz electrode) for almost all subjects, specifically for both low and high beta bands.

Keywords: Brain-computer interface, Lower-limb rehabilitation, Motorized pedal, Robotic exoskeleton, Motor Imagery, Neuro-rehabilitation

1. Introduction

Stroke is defined by the World Health Organization (WHO) as the interruption of the blood supply to the brain, usually because of a blood vessel bursts or when is blocked by a clot [1]. According to the WHO, stroke is the second leading cause of death and the third cause of disability worldwide [2]. In Brazil, it is the first leading cause of death and disability with an annual incidence of 108 per 100 thousand inhabitants [3]. Stroke can cause some neural diseases, such as hemiplegia that is one of the most common impairments, affecting lowerlimb movements and contributing significantly to reduce gait performance [4]. Significant neurological improvements of post-stroke patients may take place up to 6 months, and generally they received traditional rehabilitation to enhance their motor function [4].

Alternative rehabilitation therapies based on different technologies have been developed to recover the gait of people that have suffered a stroke, as since conventional gait training does not restore the normal gait pattern in the majority of stroke patients [5]. BCIs have been used for motor rehabilitation after stroke, since poststroke patients may need assistance to voluntarily initiate a movement [6]. Research using pedaling exercises for lower-limb rehabilitation of these patients had shown potential benefits. In fact, pedaling and walking may have similar effects, producing equivalent muscle activations in coordination with a time sequence [4]. Moreover, studies employing lower-limb exoskeletons for motor rehabilitation of individuals with functional impairments have been focused for gait recovery, in order to increase the user independence executing daily activities [7]. In our recent study, a personalized electroencephalogram (EEG)-based BCI to recognize pedaling MI [4] was developed, to provide an alternative pathway for post-stroke patients command a customized motorized pedal, which could help the neuroplasticity process.

This work proposes a neuro-rehabilitation system for lower-limb and gait recovery of post-stroke patients, which provides an alternative communication channel for patients with severe motor impairments trigger

¹ araujos.leticia@gmail.com, telephone number: (+55) 27 4009 2631, eletrica.ufes.br

through motor imagery a robotic knee exoskeleton and a motorized pedal, this last device synchronized with a virtual environment.

2. Proposed system

An encephalography (EEG) acquisition system with sampling rate at 400 Hz is used to capture the raw EEG containing the motor intention, which later is processed to recognize epochs containing motor imagery tasks. For this purpose, powerful tools from MATLAB, and a Graphical User Interface (GUI) developed in Python were used. Figure 1a shows the proposed BCI, in which the raw EEG is recorded, processed and used to trigger two possible outputs: motorized pedal, and robotic exoskeleton. The motorized pedal is linked to a virtual environment for lower-limb rehabilitation.

In this case, a serious game using a monitor as an input/output device was designed to provide a virtual reality when patients trigger the BCI, and passive pedaling is executed for them through the motorized pedal. We hypothesized that our system providing a feedback environment may improve the user's interaction during the therapy, enhancing the rehabilitation process. The objective of this game is to move an avatar, seated on a tricycle, and cover some distance to reach a checkpoint. Figures 1b and 1c show the motorized pedal and the virtual environment, respectively.

Also, the ALLOR (Advanced Lower Limb Orthoses for Rehabilitation) exoskeleton [7] for gait recovery is used in our neuro-rehabilitation setup, which has three joints in its physical structure: one active in the knee; one passive in the hip that is responsible to connect the thigh with the structure of support in the user's hip; and a passive ankle, responsible for the support of the user's foot. Furthermore, this exoskeleton has mechanical limitation at 0 and 90°, restricting the movements of leg's extension and flexion (as a safe way).

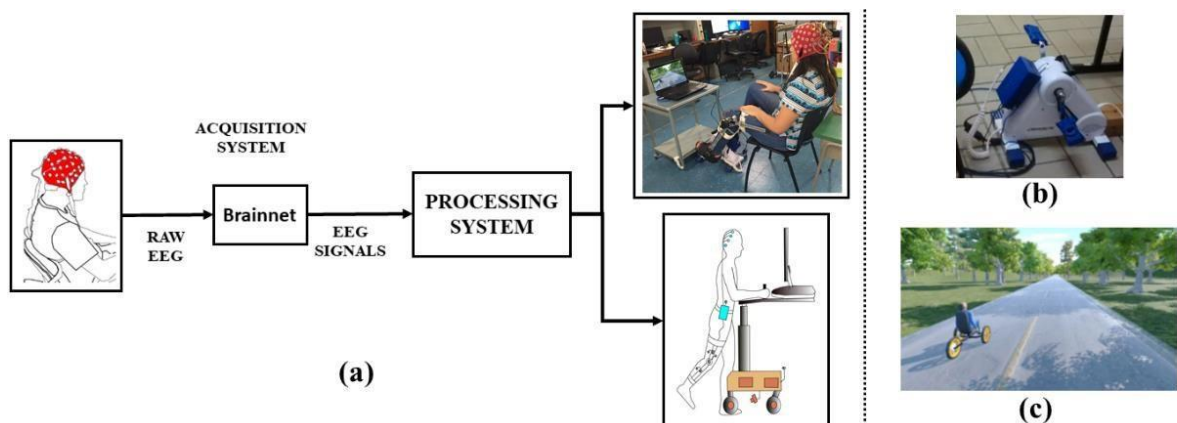


Figure 1. (a) Proposal neuro-rehabilitation system composed of robotic devices (motorized pedal and robotic exoskeleton), (b) motorized pedal, (c) virtual environment.

3. Data Analysis

An EEG database collected with the equipment BrainNet BNT 36 (EMSA, Brazil) from 10 healthy subjects was used here to validate the proposed recognition system for commanding a motorized pedal when users execute pedaling MI. For each subject, the database has two dataset for training and validation. Each dataset formed of 6 sessions, each session composed of 12 trials per class, and each trial has a period of 5 s. Here, only two classes (rest state and pedaling MI) were studied. Then, for each set a total of 72 trials per class were analyzed in our study. The EEG signals were acquired from 0.1 to 100 Hz, using the following locations: Fz, FC3, FC1, FCz, FC2, FC4, C5, C3, C1, Cz, C2, C4, C6, CP3, CP1, CPz, CP2, CP4, and Pz.

For each trial, a period from 0.5 s to 4.5 s over Cz was analyzed by applying the Common Average Reference (CAR) for spatial filtering, followed by the Continuous Wavelet Transform (CWT) based on Morlet (Gabor) to obtain the signal representation into the time-frequency domain. Then, the average time-frequency representation was computed over all trials. It is worth mentioning that this analysis was independently carried

out for both rest state and pedaling MI. Finally, the relative power between pedaling MI and rest state (baseline) was computed subtracting their average representation into time-frequency domain.

4. Results and Discussion

Table 1 shows the performance of the proposed system over ten healthy subjects during both rest state and pedaling MI recognition. Notice that the pattern recognition system based on LDA (Linear Discriminant Analysis) achieved good performance for all subjects, with Accuracy (ACC) higher than $> 80\%$. Seven subjects presented ACC higher than 98% , and two (S05 and S09) of these subjects have a notable decreasing of the relative power in the beta band ($13 - 30$ Hz) executing pedaling MI, as shown in Figures 2 and 3. Also notice that the relative power of the beta band, slightly decreases for Subjects S02, S04, S06 and S10. These findings agree with [9], where the authors reported a decreasing in the high beta band during bicycling.

Table 1. Preliminary results of the recognition system based on the motorized pedal.

Description	S01	S02	S03	S04	S05	S06	S07	S08	S09	S10	Mean	STD
Accuracy (%)	90.97	81.94	100	90.97	100	100	100	88.19	99.31	98.61	95.00	6.51
False Positive Rate (%)	18.06	22.22	0	18.06	0	0	0	23.61	1.39	2.78	8.61	10.39
Kappa (%)	81.94	63.89	100	81.94	100	100	100	76.39	98.61	97.22	90.00	13.01

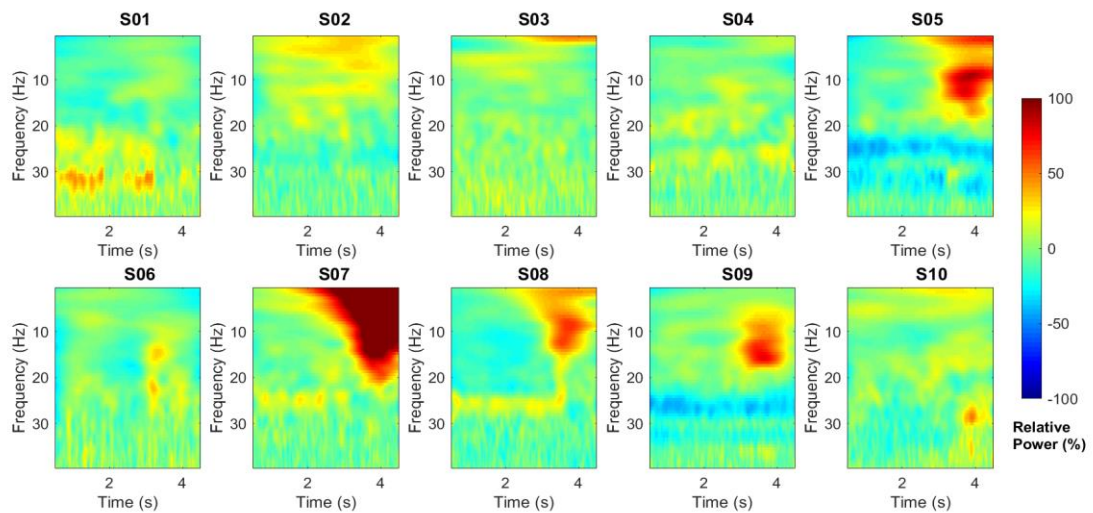


Figure 2. Relative power analysis computed for Cz, taking into account both pedaling motor imagery and baseline condition (rest state).

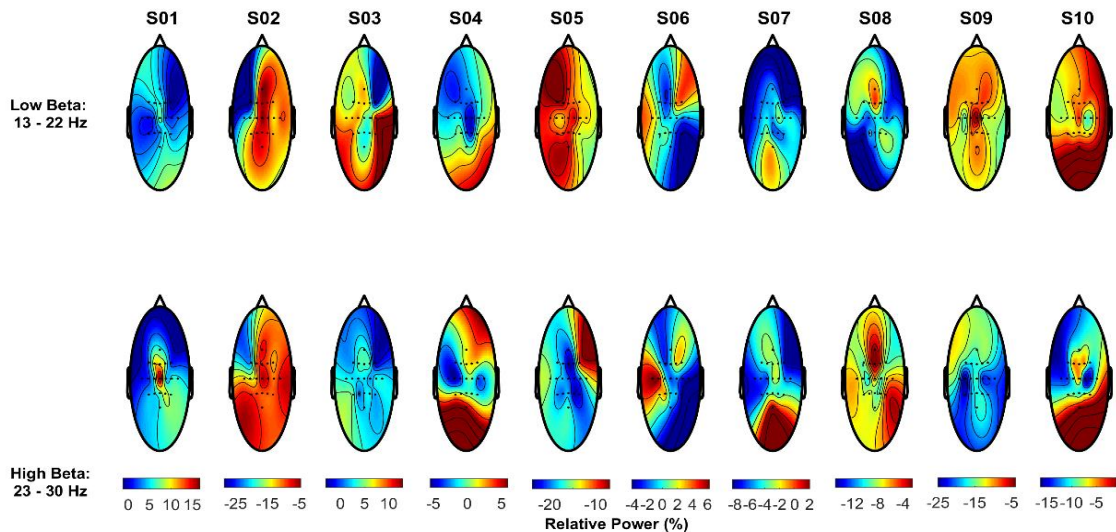


Figure 3. Scalp topographies showing the relative power for both low beta (13 – 22 Hz) and high beta (23 – 30 Hz).

5. Conclusion

This work introduces our proposal of setup for a neuro-rehabilitation system for post-stroke patients based on a BCI to lower limb rehabilitation and gait recovery. Preliminary results show good performance (mean ACC of 95%) for our BCI using LDA. Furthermore, the relative power analysis indicates important results around lower limbs area, corroborating state-of-the-art. For future works, tests will be conducted with the virtual environment and the robotic devices.

6. References

- [1] World Health Organization, “WHO | Stroke, Cerebrovascular accident,” *WHO*, 2015. [Online]. Available: https://www.who.int/topics/cerebrovascular_accident/en/. [Accessed: 25-Jun-2019].
- [2] W. Johnson, O. Onuma, M. Owolabi, and S. Sachdev, “Stroke: a global response is needed,” *Bull World Heal. Organ*, 2016.
- [3] M. da S. Brasil, *Diretrizes de atenção à reabilitação da pessoa com acidente vascular cerebral*. Brasília: Ministério da Saúde, 2013.
- [4] M. A. Romero-laiseca *et al.*, “Towards a Lower-Limb Rehabilitation System Based on Motor Imagery and Motorized Pedal for Stroke Patients,” no. March, 2019.
- [5] M. E. Dohring and J. J. Daly, “Automatic Synchronization of Functional Electrical Stimulation and Robotic Assisted Treadmill Training,” *IEEE Trans. Neural Syst. Rehabil. Eng.*, vol. 16, no. 3, pp. 310–313, Jun. 2008.
- [6] K. K. Ang *et al.*, “A Randomized Controlled Trial of EEG-Based Motor Imagery Brain-Computer Interface Robotic Rehabilitation for Stroke,” *Clin. EEG Neurosci.*, vol. 46, no. 4, pp. 310–320, Oct. 2015.
- [7] A. Villa-Parra, D. Delisle-Rodriguez, J. Souza Lima, A. Frizzera-Neto, and T. Bastos, “Knee Impedance Modulation to Control an Active Orthosis Using Insole Sensors,” *Sensors*, vol. 17, no. 12, p. 2751, Nov. 2017.
- [8] R. Kus, D. Valbuena, J. Zygierevicz, T. Malechka, A. Graeser, and P. Durka, “Asynchronous BCI based on motor imagery with automated calibration and neurofeedback training,” *IEEE Trans. Neural Syst. Rehabil. Eng.*, vol. 20, no. 6, pp. 823–835, 2012.
- [9] L. Storzer *et al.*, “Bicycling and Walking are Associated with Different Cortical Oscillatory Dynamics,” *Front. Hum. Neurosci.*, 2016.

Juego serio con interfaz mioeléctrica destinado a entrenar usuarios en el control de una mano robótica

Juan Fontana^{1a,c}, Mariano Sosa^a, Gonzalo Oviedo^a, Ronald O'Brien^a, Eric Laciari^{b,c} y Leonardo Molisani^a

^a Facultad de Ingeniería, Universidad Nacional de Río Cuarto, (5800) Río Cuarto, Córdoba;

^b Gabinete de Tecnología Médica, Facultad de Ingeniería, Universidad Nacional de San Juan, (5400) San Juan, Argentina; ^c Consejo Nacional de Investigaciones Científicas y Técnicas (CONICET), Ciudad Autónoma de Buenos Aires;

Resumen

Este trabajo presenta la fase inicial del desarrollo de un video juego serio con interfaz mioeléctrica destinado a enseñar a usuarios a controlar las funciones de una mano robótica y a fortalecer sus músculos a fin de mejorar dicho control. Se desarrolló un entorno virtual que simuló la ejecución de un penal en un partido de fútbol en el cual las personas controlaron la dirección de la pelota mediante la contracción de los músculos del antebrazo. Se realizaron experimentos en personas sanas y un amputado para determinar la fiabilidad y robustez del juego.

Palabras clave: Amputados, Contracción muscular, Prótesis mioeléctrica.

1. Introducción

Los juegos serios, o juegos de aprendizaje, son jugados de acuerdo a reglas específicas y que utilizan el entretenimiento para promover la capacitación de algún tipo (educación, salud, políticas públicas, etc.) (Zyda, 2005). Para el caso particular de la salud, estos juegos pueden ofrecer una manera de mejorar las habilidades motoras de una persona. En particular, los juegos serios con una interfaz mioeléctrica permiten controlar diferentes funciones del juego a partir de contracciones musculares ejercidas por una persona (Armiger & Vogelstein, 2008; Sadeghi Esfahlani, Muresan, Sanaei, & Wilson, 2018). Otra aplicación importante de los este tipo de juegos está orientada a ayudar a personas amputadas con el entrenamiento y uso de una prótesis de miembro superior (del tipo prótesis mioeléctrica) (Dijk, Sluis, Dijk, & Bongers, 2016; Smith, Dombrowski, Buysens, & Barclay, 2018; Ghassemi et al., 2019). Estudios recientes demostraron que el uso de videojuegos en el proceso de entrenamiento tiene el potencial de ser más atractivo y divertido que los paradigmas de entrenamiento tradicionales, y puede proporcionar una realimentación cuantitativa del desempeño al usuario (Anderson & Bischof, 2014; Sadeghi Esfahlani et al., 2018).

En este trabajo se presenta un entorno virtual desarrollado en la plataforma libre Unity que consistió en la simulación de la ejecución de una tanda de penales en un partido de fútbol. Además, se implementó una interfaz mioeléctrica que permite controlar las funciones del juego mediante la realización de gestos que involucraron la contracción de los músculos del antebrazo. Esto permite a los usuarios entrenar y fortalecer diferentes gestos que luego serán utilizados para controlar las funciones de una mano robótica que cuenta con diferentes configuraciones de agarre (Lasheras et al., 2016). Para evaluar el desempeño de los usuarios del juego se implementó una escala de puntaje y se midió el tiempo necesario para realizar cada penal.

2. Metodología

2.1. Entorno virtual del juego

El entorno virtual simula la ejecución de un penal en un partido de fútbol (Figura 1) y se realizó sobre una computadora personal utilizando el motor de juegos Unity 3D (unity3d.com). En dicho entorno, el usuario pudo controlar la posición horizontal y la posición vertical de un indicador ubicado en el arco de fútbol (círculo negro en la Figura 1). Además, pudo controlar el remate de la pelota hacia la posición final del indicador. El juego consistió en la ejecución de una serie de diez penales. Al comienzo de cada penal, se colocó un blanco circular de color rojo y blanco (Figura 1) en una posición aleatoria dentro del arco. Cada jugador debió ubicar el indicador negro en el centro del blanco para lograr el mayor puntaje. La ubicación horizontal y vertical del indicador se realizó mediante la contracción de los músculos flexores y extensores de la muñeca, ubicados en el antebrazo. La intensidad de estas contracciones se tradujo en la velocidad de los movimientos del indicador.

¹ juanfontana@ing.unrc.edu.ar, número de teléfono: (+54) 358 486 0142, <http://www.ing.unrc.edu.ar/grupos/gav/>

En primer lugar, se controló la posición horizontal del indicador y luego, la posición vertical. El cambio entre el control de la posición vertical y horizontal se realizó mediante una contracción de corta duración y gran amplitud, igual a la que se utilizó para realizar el remate final una vez ubicado el indicador.



Figura 1. Ilustración del entorno virtual realizado en Unity que simula la ejecución de un penal.

2.2. Interfaz mioeléctrica

Se desarrolló una interfaz hombre-máquina simple que sirvió como periférico de entrada para el entorno virtual. El objetivo de esta interfaz fue el de registrar y procesar las señales EMG para luego transmitir las a la PC en donde fueron utilizadas por el entorno virtual. Se utilizaron dos sensores MyoWare (advancertechnologies.com) y electrodos de superficie para la adquisición de señales EMG. Un sensor MyoWare fue colocado en los músculos flexores de la muñeca mientras que el otro fue colocado en los músculos extensores de la misma. La señal envolvente de la señal EMG cruda fue digitalizada y procesada por un microcontrolador ATmega 2560 ubicado en una palca Arduino y luego enviada a la PC mediante comunicación serial.

2.3. Experimentos

Se realizaron experimentos para la puesta a punto y evaluación del funcionamiento global del juego. También se realizó una evaluación inicial del desempeño de los jugadores, personas sanas y un amputado (Figura 2), en base al puntaje obtenido y al tiempo necesario para ejecutar un penal. El experimento consistió en tres series de diez penales cada una. Para cada penal se tomó el tiempo que le llevó al jugador ubicar el indicador, desde el momento en que aparece el blanco hasta el momento en que ejecuta el penal. También se registró el puntaje alcanzado en cada penal, el cual dependió de la cercanía del indicador con el centro del blanco.



Figura 2. Sujeto amputado participando del EMG Game.

3. Resultados y Discusiones

Los resultados obtenidos en los experimentos se muestran en las Tablas 1 y 2. Para cada serie de penales se calculó el promedio del tiempo requerido por cada sujeto para llevar el indicador lo más cercano al centro del blanco para luego disparar la pelota. Las tablas también muestra el puntaje obtenido por cada sujeto sobre un máximo de 1000 puntos para la serie de 10 penales.

Tabla 1. Resultados obtenidos de experimentos en 5 sujetos no amputados.

Sujeto	Edad	Serie 1		Serie 2		Serie 3	
		$t_{promedio}$ [seg]	Puntaje	$t_{promedio}$ [seg]	Puntaje	$t_{promedio}$ [seg]	Puntaje
1	37	7,758	825	9,088	900	7,924	850
2	25	7,94	1000	6,587	975	7,15	975
3	21	8,879	1000	9,38	1000	7,552	1000
4	20	11,436	850	10,03	875	13,711	950
5	22	13,61	825	14,155	950	12,584	675
Promedios	25 ± 7	9,9246	900	9,848	940	9,7842	890

Tabla 2. Resultados obtenidos de experimentos de un sujeto amputado.

Sujeto	Edad	Serie 1		Serie 2		Serie 3	
		$t_{promedio}$ [seg]	Puntaje	$t_{promedio}$ [seg]	Puntaje	$t_{promedio}$ [seg]	Puntaje
1	26	21,92	1000	12,96	1000	15,45	1000

Los resultados de la Tabla 1 muestran una mejora en el tiempo requerido para ubicar el indicador en la posición deseada a medida que se realizaron las series. En la Tabla 2 también se puede observar que en la segunda y tercer serie hay una clara mejoría en los tiempos necesarios para ejecutar el disparo respecto a la primera serie. En la tercera serie el tiempo promedio aumentó respecto a la serie anterior, lo que se puede atribuir a la fatiga de los músculos. En general los resultados indican que los usuarios no sólo aprendieron la metodología del juego sino que también aprendieron a controlar los niveles de contracción muscular requeridos para la activación de las funciones. Esto da una idea de un juego intuitivo y fácil de jugar.

En los experimentos realizados, el control de la posición horizontal y la posición vertical de un indicador respondían de manera correcta según la intención de los usuarios, ya que anteriormente se habían realizado secuencias de pruebas y ajustes de sensores, y configuración de parámetros adecuados para cada uno de ellos.

Cuando se quería realizar el cambio entre el control horizontal y vertical mediante la contracción de corta duración y gran amplitud, en la mayoría de los sujetos, se presentaron dos situaciones indeseadas: la primera sucedía cuando el valor pico de la flexión rápida no superaba el umbral previamente configurado, lo que provocaba un retardo en la ubicación del indicador. La segunda situación se daba cuando una flexión superaba el umbral especificado para activar la función, sin que esta fuera su intención, lo que generaba una errónea ubicación del indicador.

4. Conclusiones

En este trabajo presenté el desarrollo inicial de un video juego serio con interfaz mioeléctrica cuyo objetivo final es el entrenamiento y uso de una prótesis de mano. Dicho juego consistió de un entorno virtual y una interfaz hombre-máquina para el control mioeléctrico del juego. El propósito del entorno virtual fue el de que el usuario aprenda a modular los niveles de contracción muscular requeridos para controlar un objeto en la pantalla. Este aprendizaje se facilitó a partir de la realimentación visual que permitió entregar información cuantitativa al usuario sobre su desempeño.

Con los experimentos realizados se pretendió determinar la robustez y fiabilidad del juego. Al comienzo de cada una de las evaluaciones de desempeño, se realizó una rutina de configuración para obtener los parámetros necesarios para controlar los movimientos de control en la pantalla. Luego, se realizó una breve sesión de

capacitación para permitir a los sujetos familiarizarse con el entorno y, si fuera necesario, reajustar la ubicación de los sensores.

Las contracciones musculares entrenadas durante el juego serán usadas posteriormente para el control de una cierta función de la mano robótica (ej. la apertura y cierre). La contracción de gran amplitud y corta duración entrenada para el remate de la pelota y para el cambio entre funciones se traducirá a una función del tipo interruptor EMG que permitirá a la persona cambiar de una función a otra de la mano robótica.

5. Referencias

- Anderson, F., & Bischof, W. F. (2014). Augmented reality improves myoelectric prosthesis training. *International Journal on Disability and Human Development*, 13(3), 349–354. <https://doi.org/10.1515/ijdh-2014-0327>
- Armiger, R. S., & Vogelstein, R. J. (2008). Air-Guitar Hero: A real-time video game interface for training and evaluation of dexterous upper-extremity neuroprosthetic control algorithms. *2008 IEEE Biomedical Circuits and Systems Conference*, 121-124. <https://doi.org/10.1109/BIOCAS.2008.4696889>
- Dijk, L. van, Sluis, C. K. van der, Dijk, H. W. van, & Bongers, R. M. (2016). Task-Oriented Gaming for Transfer to Prosthesis Use. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 24(12), 1384-1394. <https://doi.org/10.1109/TNSRE.2015.2502424>
- Ghassemi, M., Triandafilou, K., Barry, A., Stoykov, M. E., Roth, E., Mussa-Ivaldi, F. A., Ranganathan, R. (2019). Development of an EMG-Controlled Serious Game for Rehabilitation. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 27(2), 283-292. <https://doi.org/10.1109/TNSRE.2019.2894102>
- Lasheras, G., Castro, N., O'Brien, R., Molisani, L., Laciari, E., & Fontana, J. M. (2016). Diseño de una mano artificial antropomórfica para aplicaciones protésicas. *2016 IEEE Biennial Congress of Argentina (ARGENCON)*, 1-5. <https://doi.org/10.1109/ARGENCON.2016.7585335>
- Sadeghi Esfahlani, S., Muresan, B., Sanaei, A., & Wilson, G. (2018). Validity of the Kinect and Myo armband in a serious game for assessing upper limb movement. *Entertainment Computing*, 27, 150-156. <https://doi.org/10.1016/j.entcom.2018.05.003>
- Smith, P. A., Dombrowski, M., Buysens, R., & Barclay, P. (2018). Usability testing games for prosthetic training. *2018 IEEE 6th International Conference on Serious Games and Applications for Health (SeGAH)*, 1-7. <https://doi.org/10.1109/SeGAH.2018.8401376>
- Zyda, M. (2005). From visual simulation to virtual reality to games. *Computer*, 38(9), 25-32. <https://doi.org/10.1109/MC.2005.297>

Juego Serio de Realidad Aumentada para Incentivar la Actividad Física en Niños

Alejandro CRUZ^{1a} & Nelson ACOSTA^{2,a,c}

^a Universidad Nacional de Chilecito, Escuela de Ingeniería, Chilecito (La Rioja);

^b Núcleo de Inteligencia Computacional Empresarial (NICE), Universidad Nacional del Centro de la Provincia de Bs As, Facultad de Ciencias Exactas, Tandil (Bs As);

^c Universidad Nacional de Tres de Febrero, Departamento de Ingeniería, Caseros (Bs As);

Resumen

El estilo de vida sedentario es peligroso para la salud, y jugar videojuegos en muchos casos contribuye a este problema. La evolución de los teléfonos inteligentes y el avance de la tecnología de realidad aumentada, permiten el desarrollo de nuevos juegos combinando la diversión y el entretenimiento con el ejercicio físico. Caminar es una actividad recreativa muy recomendable no solo para mantenerse en forma, sino también para combatir problemas de circulación, enfermedades del corazón, sobrepeso, entre otras. Desarrollamos juegos de realidad aumentada para smartphones que permitan incentivar el hábito de caminata en niños con diagnósticos dentro espectro autista, asperger, diabetes, sobrepeso, obesidad y aquellos en donde se recomiende el ejercicio de caminata controlado.

Palabras clave: Realidad Aumentada, Juegos Serios, Sedentarismo.

1. Introducción

La inactividad física se ha convertido en uno de los problemas de salud más importante tanto en los países desarrollados como en los países en desarrollo. Según la Organización Mundial de la Salud (OMS), el 60% de la población mundial no realiza actividad física para obtener beneficios para la salud y el 6% de las defunciones a nivel mundial son ocasionadas por la inactividad física, siendo superada solamente por la hipertensión, el consumo de tabaco y el exceso de glucosa en la sangre [1].

La naturaleza de las actividades de ocio de los niños ha cambiado drásticamente en las últimas décadas. En el pasado, la infancia dedicaba gran parte de su tiempo de ocio a practicar juegos activos al aire libre. En la actualidad la evolución de la tecnología y la aparición de la televisión, consolas de juegos, pc, smartphones e internet, ha provocado que los niños dediquen una parte mucho mayor de su tiempo libre a actividades de tipo sedentarias. Esta problemática se acentúa aún más en niños con diagnósticos dentro espectro autista, asperger, diabetes, sobrepeso, obesidad y aquellos en donde se recomiende el ejercicio de caminata controlado. La inactividad física durante los primeros años de vida es un factor que colabora en el incremento de los niveles de obesidad y de otros trastornos médicos que se observan en niños, niñas y adolescentes [2, 3].

La actividad física influye sobre el funcionamiento psicológico de los individuos [4]. El deporte y el ejercicio proporcionan un medio importante para que los niños mejoren su bienestar social, su autoestima y sus percepciones sobre su imagen corporal, y su nivel de competencia, además de presentar más probabilidades de tener un mejor funcionamiento cognitivo. El ejercicio activo y habitual influye positivamente en la calidad de vida de las personas que padecen diversas condiciones de salud. La mayoría de las personas con discapacidades o características especiales pueden beneficiarse de la práctica de ejercicio físico, adaptando la misma a los diferentes diagnósticos de cada individuo [5].

¹ alejandrocruz1987@gmail.com, (+54) 3825 671178, www.ragamese.com

² el.nelson.acosta@gmail.com, (+54) 249 4648786, www.ragamese.com

2. Realidad Aumentada y Dispositivos Móviles

La Realidad Aumentada (RA) es una de las tecnologías que se encuentran en pleno auge y evolución. Consiste en combinar objetos reales y virtuales que contienen información, con los cuales el usuario interactúa en tiempo real. Esto significa la proyección de una capa de información digital sobre la realidad la cual puede incluir tanto audio, imágenes y gráficos, así como información basada en texto.

Durante los últimos años, el uso de dispositivos móviles se ha incrementado considerablemente. El avance tecnológico que han experimentado permite desarrollar juegos con experiencias increíbles para los jugadores que pueden disfrutar simplemente desde la palma de sus manos. Los dispositivos móviles no sólo incluyen CPU más rápidas, pantallas grandes y cámaras con mejores resoluciones, sino que también contienen una amplia gama de sensores que nos brindan la posibilidad de combinarlos con la tecnología de la RA generando entornos más interactivos y atractivos.

3. Juegos de Realidad Aumentada

La industria de los videojuegos es una industria dedicada al ocio. En la actualidad, la mayoría de los juegos que encontramos en el mercado no están orientados al movimiento del participante sino más bien a un juego pasivo, de movimiento reducido que obliga al jugador a estar sentado para ejecutarlo imposibilitándolo de explorar su entorno y objetos que lo rodean. El uso de dispositivos móviles modernos junto con la tecnología de la RA, puede ser una herramienta para fomentar la actividad física y de esta forma eliminar las limitaciones de los juegos basados en ubicaciones fijas.

La tecnología de RA y los teléfonos inteligentes nos permiten crear videojuegos entretenidos para niños con el objetivo de incentivar la actividad física al aire libre, en especial el hábito de caminata. Caminar es una forma común, accesible y económica de actividad física. Es aeróbico y estimula el uso de grandes músculos esqueléticos, proporcionando numerosos beneficios para la salud [6].

Con nuestros juegos buscamos aprovechar las ventajas del uso de la RA y los dispositivos móviles, para crear juegos innovadores y entretenidos, mejorando el bienestar de las personas que los juegan. El jugador deberá caminar, recorrer y explorar determinadas áreas, ayudando de esta forma a aumentar el nivel de actividad física, incentivando el movimiento y donde la interacción con el juego se realiza en el mismo mundo donde el participante se mueve habitualmente. Esto permitirá a los niños adquirir nuevas experiencias a nivel motor abandonando el sedentarismo que hasta ahora fueron propuestos por otros videojuegos. El juego de movimiento ayuda además a desarrollar el autoestima, la autonomía, la capacidad cognitiva, la conciencia de su propio cuerpo y el reconocimiento de la relación cuerpo/espacio/objeto.

4. Buscando a Bobby

Buscando a Bobby (Figura 1) es un juego de RA compatible con el sistema operativo Android. Bobby es una mascota que se escapó y se llevó una bolsa con todos sus juguetes. En su escape fue dejando objetos que el jugador deberá seguir y recolectar.

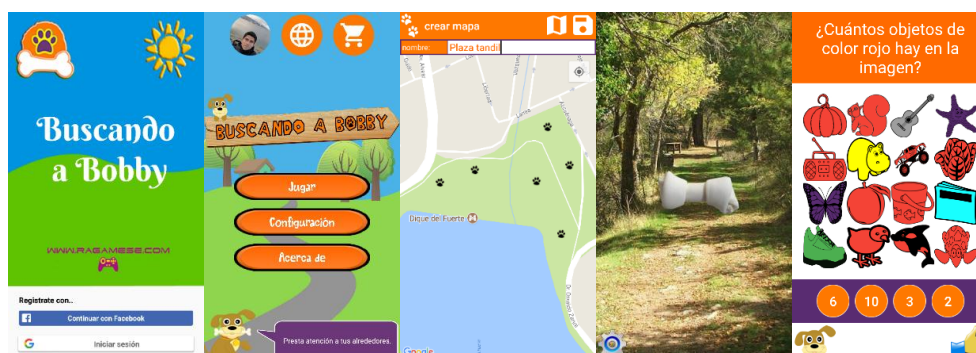


Figura 1. Pantallas del juego.

El juego está basado en la búsqueda del tesoro, el niño deberá explorar el escenario a jugar y seguir pistas, interactuando con el mundo real y los objetos que lo rodean mediante el movimiento y el desplazamiento. Cuando el participante se acerca a una pista, se activa la cámara del dispositivo mostrando una animación con RA.

Además de brindar diversión y entretenimiento, el juego persigue un fin educativo. El jugador a medida que va encontrando pistas deberá responder preguntas sobre diferentes temas que le permitan obtener puntos para avanzar de nivel y desbloquear nuevos personajes. Este módulo de aprendizaje cuenta con una opción que muestra la respuesta de cada una de las preguntas, lo que permite al jugador entrenar en aritmética u otras áreas.

El juego permite diferentes tipos de configuraciones, en donde cada usuario podrá optar de acuerdo a sus necesidades y/o impedimentos, la que más se adecue a sus capacidades, destacando un lector de voz y la posibilidad de modificar los textos a mayúscula para jugadores disminuidos visuales o que no poseen lectoescritura. También se destaca el control parental, que es una característica especialmente útil para padres, permite configurar los temas sobre los cuales se realizarán las diferentes preguntas en el juego (geometría, animales, sumas, restas, colores, frutas, verduras, entre otros) y delimitar el tiempo de uso del juego por parte del participante para que el mismo sea consumido en forma óptima y regulada. Se encuentra disponible en seis idiomas (español, inglés, portugués, alemán, italiano y francés).

El adulto que está a cargo del niño es el encargado de definir, donde considere necesario, el escenario a jugar (puede ser en una plaza, en un parque, etc.), colocando diversas pistas en un mapa a través de la utilización de Google Maps integrado en el juego. Además puede restringir el área del mismo a determinada cantidad de metros alrededor de la posición actual, sonando una alarma al salirse del perímetro establecido. Por otra parte, permite tener abierta múltiples sesiones o juegos, de tal forma que si el usuario deja de jugar o suspende el juego, cuando desee y esté en la zona del escenario puede retomarlo.

El juego fue desarrollado en Android Studio, utilizando Java como lenguaje de programación, SQLite como motor de bases de datos y la herramienta Android SDK de Google que nos proporciona el acceso a los diferentes componentes de los dispositivos. El juego se basa en un motor de RA de diseño propio y permite administrar servicios del equipo tales como posicionamiento preciso, cámara, acelerómetro, giróscopo, y compás; siempre orientado a juegos de RA. Se aplica un conjunto de filtros y funciones de tratamiento de señales para trabajar con señales estables y que representen la realidad. Brinda un conjunto de servicios que facilitan la construcción del juego, permitiendo mantener objetos geo-localizados, el cálculo de ángulos, posiciones y tamaños en los que se verían dichos objetos de acuerdo a los 6 grados de libertad con los que cuenta el dispositivo móvil. Este motor de juego ha sido desarrollado totalmente a medida para este tipo de aplicaciones.

5. Conclusiones y Futuros Trabajos

La RA es una herramienta innovadora que debemos aprovechar para el desarrollo de juegos que permitan incentivar la actividad física en niños con diferentes diagnósticos. Se realizó el desarrollo completo de un juego de RA para dispositivos Android. Actualmente se encuentra disponible en la tienda de PlayStore de Google y en nuestro sitio web [7] para su descarga. El motor de RA utilizado es de diseño propio. Se basa en la utilización de objetos geoposicionados, sin necesidad de utilizar marcadores o algún otro tipo de reconocimiento de imágenes para mostrar las animaciones. Esto permite que el juego sea compatible con más dispositivos, ya que no es necesario contar con equipos con un alto poder de procesamiento para jugarlo.

Se ha comprobado que con el uso de RA se puede participar en el juego con inmersión completa, haciendo que el mismo caminando sea entretenido. Como futuros trabajos se incluirá una versión iOS, para lo cual ya estamos adaptando el motor. También se agregarán nuevas funcionalidades con la finalidad de añadir un comportamiento social al juego, es decir, que los jugadores puedan compartir escenarios y sus progresos. De esta manera pretendemos generar una competencia, buscando aumentar el uso del juego al mismo tiempo de incrementar la actividad física en los jugadores. Además se incorporarán preguntas y nuevas animaciones.

6. Referencias

- [1] Organización Mundial de la Salud.: Recomendaciones mundiales sobre actividad física para la salud (2010).
- [2] Speiser PW, Rudolf MC, Anhalt H, Camacho-Hubner C, Chiarelli F, Eliakim A, Freemark M, Gruters A, HersHKovitz E, Iughetti L et al. Childhood obesity. J Clin Endocrinol Metab 2005, 90:1871-1887.
- [3] Livingstone MB. Childhood obesity in Europe: a growing concern. Public Health Nutr 2001, 4:109-116.
- [4] Caracuel J. C, Arbinaga F.: Repercusión del ejercicio físico sobre la salud. Apuntes de Psicología. 2012, Vol. 30 (1-3), pp. 547-554.
- [5] Casajús J. A, Vicente-Rodriguez G. Ejercicio físico y salud en poblaciones especiales. Exernet, 2011.
- [6] Hallal, P. C., Andersen, L. B., Bull, F. C., Guthold, R., Haskell, W., Ekelund, U. Wells, J. C.: Global physical activity levels: Surveillance progress, pitfalls, and prospects. The Lancet, 380: 247–257 (2012).
- [7] Página web oficial del juego: www.ragamese.com



7.

INTERFACES CEREBRO-ORDENADOR EN SISTEMAS DE ASISTENCIA Y REHABILITACIÓN

Diseño de un BCI para detectar en tiempo real la imaginación del movimiento del tobillo

Pilar Pardo^a, Eduardo Iáñez^{1a}, Jorge Gaxiola^b, Mario Ortiz^a,
Carlos Cifuentes^c, José M. Azorín^a

^a Brain-Machine Interface Systems Lab, Universidad Miguel Hernández de Elche,
Avda. de la Universidad s/n, Ed. Innova, 03202, Elche, España

^b Centro de Investigación y de Estudios Avanzados del IPN, Unidad Monterrey,
Vía del Conocimiento 201 C.P. 66628, Parque PIIT, 66600 Cd Apodaca, N.L., México

^c Ingeniería Biomédica, Escuela Colombiana de Ingeniería Julio Garavito,
Autopista Norte AK 45 No. 205-59, Bogotá, Colombia

Resumen

Hoy en día, nuevas tecnologías como las interfaces cerebro-máquina (BCI) y los exoesqueletos están permitiendo mejorar la rehabilitación de personas con lesiones cardiovasculares y/o medulares. En este trabajo se analiza la evolución de los resultados durante 7 días de pruebas experimentales para detectar en tiempo real la imaginación del tobillo en señales EEG. Se analiza la actualización del modelo y como varían los resultados cuando éste deja de actualizarse. El objetivo a largo plazo es el de generar comandos para controlar un exoesqueleto de tobillo en el procedimiento.

Palabras clave: imaginación motora, BCI, actualización del modelo, rehabilitación

1. Introducción

Los sistemas BCI no invasivos son de gran utilidad para la rehabilitación en personas que han sufrido accidentes cerebrovasculares o medulares (Murie-Fernández et al., 2010; Wada et al., 2019). Éstas permiten obtener información cerebral de la persona relacionadas con la imaginación de tareas motoras (Presacco et al., 2011; Jiang et al., 2015; Ortiz et al., 2019). De esta forma, durante las terapias de rehabilitación que usen estos sistemas, los pacientes estarán más implicados en su tarea. Además, el uso de los exoesqueletos se está expandiendo, y su uso en conjunto con técnicas BCI permite ofrecer una realimentación física al usuario durante su rehabilitación (Lebedev et al., 2006). Gracias a estos conjuntos de BCI con exoesqueletos, se ha conseguido que una persona con limitaciones motoras pueda volverme a moverse (Farris et al. 2014).

Los sistemas BCI basados en la imaginación motora se centran en la restauración de las zonas dañadas tras un accidente cerebrovascular a través del ejercicio de la imaginación del movimiento del miembro afectado (Xu et al., 2014). Para ello es clave la utilización de sistemas que brinden realimentación al paciente como por ejemplo mediante métodos visuales como realidad virtual (Tabernig et al., 2017), o bien, mediante exoesqueletos (García-Cossio et al., 2015). La mayoría de estos sistemas realizan pruebas un único día mientras que las terapias deberían durar varios días. Esto implicaría tener que realizar un entrenamiento con el paciente cada uno de estos días reduciendo el tiempo efectivo de terapia.

En este trabajo se analiza la imaginación motora del tobillo en tiempo real con dos objetivos: analizar la evolución del porcentaje de acierto del clasificador de un mismo usuario en diferentes días mientras se actualiza el modelo de dicho clasificador; y, en segundo lugar, obtener comandos que puedan ser utilizados en investigaciones futuras para controlar un exoesqueleto de miembro inferior para proporcionar realimentación al usuario. Esto permitirá que el costoso entrenamiento de un paciente durante su terapia se vea reducido a únicamente los primeros días pudiendo centrarse el resto únicamente en la terapia.

2. Material y métodos

Para obtener las señales EEG se ha utilizado el equipo comercial actiChamp (BrainProducts). Se han registrado 31 electrodos distribuidos por el cuero cabelludo a una frecuencia de muestreo de 500 Hz. Tras el preprocesamiento, se ha realizado una subselección de nueve electrodos situados sobre la corteza motora: FC1, FC2, FP1, FP2, CZ, C1, C2, C3 y C4.

¹ eianez@umh.es, número de teléfono: (+34) 965 22 2271, bmi.umh.es

2.1. Protocolo experimental

Cada usuario ha realizado pruebas experimentales durante 7 días. Se han sentado en una silla, de espaldas al equipo de adquisición y al ordenador para evitar estímulos visuales que pueda distraerles, mientras se registraban sus señales EEG (Figura 1). Cada día se realizan sesiones que consisten en 3 repeticiones de la siguiente secuencia (Figura 2): tarea de relax (7 segundos), cambio de tarea (5 segundos) e imaginación del movimiento de tobillo (7 segundos). Durante el transcurso de una sesión el usuario recibirá, mediante señales acústicas, la información de qué tarea debe realizar. Con un pitido deberá realizar la tarea de imaginación y movimiento de tobillo, con dos pitidos la tarea de relajación y, por último, con tres pitidos la de cambio de tarea.

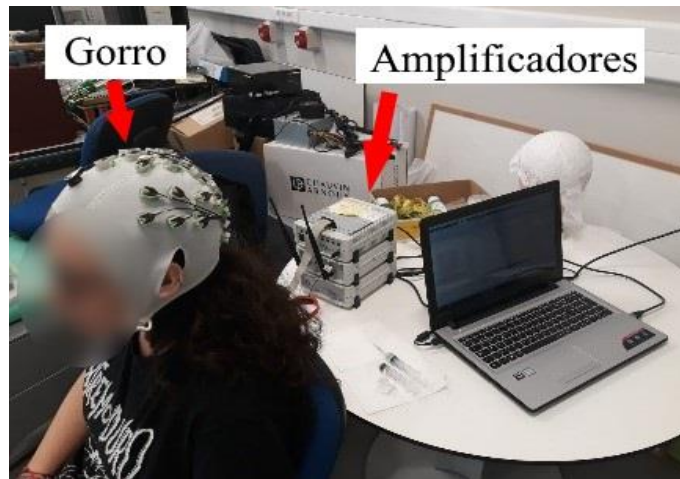


Figura 1. Montaje experimental de la prueba. El usuario está sentado imaginando y moviendo el tobillo o en relajación mientras se registran sus señales EEG.

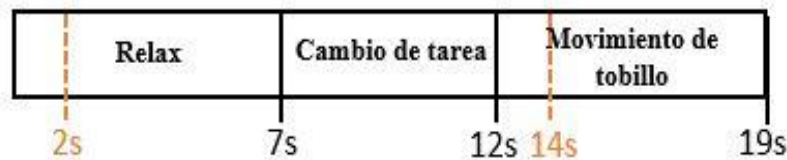


Figura 2. Secuencia de registro utilizada. El usuario realiza la tarea de relax durante 7 segundos, luego hay otros 5 segundos de cambio de tarea y finalmente el usuario imagina el movimiento del tobillo durante 7 segundos.

2.2. Procesamiento

Las señales se analizan en ventanas de un segundo con un solape de medio segundo. Se han descartado los 2 primeros segundos de las tareas de imaginación y movimiento de tobillo para evitar así la influencia del cambio de tarea en los primeros instantes (Figura 2). De cada electrodo se obtiene la frecuencia óptima (aquella en la cual la diferencia de la potencia espectral entre reposo e imaginación es mayor) analizándose un rango de frecuencias entre 6 y 30Hz, utilizándose para ello el Método de Burg. Finalmente, se utilizan 9 características que representan la potencia espectral de cada electrodo a su frecuencia óptima y se utiliza el clasificador SVM (máquinas de vector soporte) para modelar los datos y obtener la tarea que está realizando el usuario.

2.3. Actualización del modelo

Durante los 7 días de pruebas experimentales los usuarios realizan dos tipos de sesiones: offline, dónde los datos se registran para luego modelarlos con el clasificador; y online, dónde se aplica en tiempo real el modelo creado para obtener como salida la tarea que está realizando el usuario. Durante los primeros 4 días los usuarios realizan 30 sesiones (15 offline y 15 online), mientras que en las últimas 3 sesiones únicamente se realizan las 15 sesiones online. Cada uno de los 4 primeros días se utilizan las sesiones realizadas offline del día actual y

de los días anteriores para la creación de modelo. Cada día se realizarán pruebas online con el modelo creado con los datos hasta el momento y a partir del cuarto día se mantendrá el modelo realizando únicamente sesiones online. En la Figura 3 puede verse como se actualiza el modelo y las pruebas realizadas cada día.

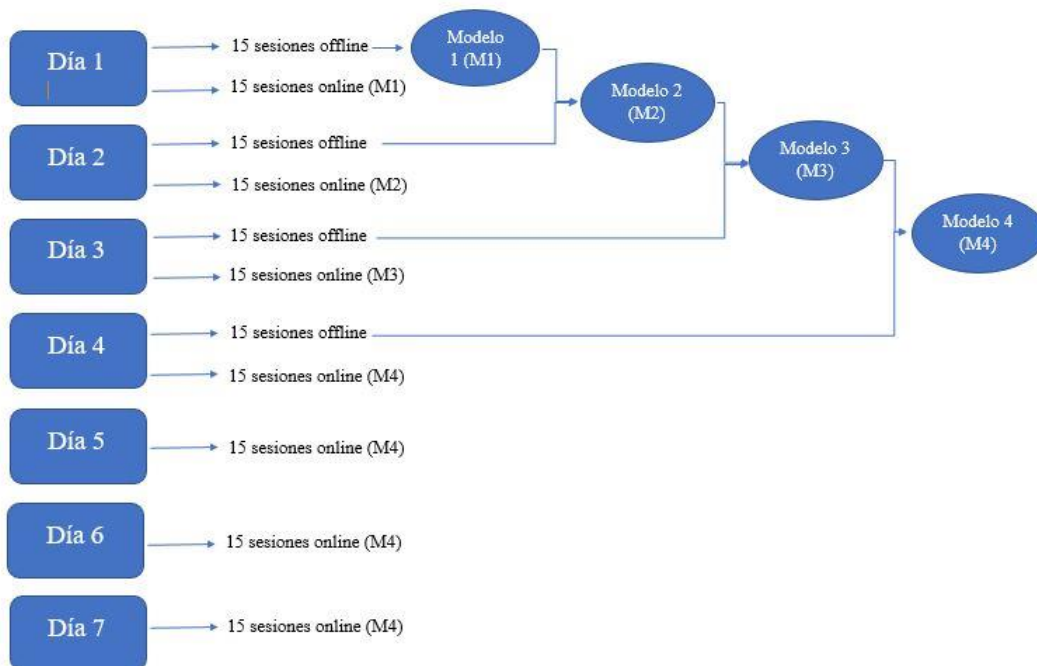


Figura 3. Esquema de sesiones realizadas cada día y como se actualiza el modelo hasta el cuarto día.

3. Resultados y discusión

Cuatro usuarios sanos han realizado las pruebas experimentales, todos ellos sin desórdenes neurológicos. Todos los usuarios fueron informados y dieron su consentimiento de acuerdo a la declaración de Helsinki. Los experimentos fueron aprobados por el comité ético de la Universidad Miguel Hernández de Elche (España).

En la Figura 4 pueden verse los resultados de las sesiones online obtenidos para los 4 usuarios durante los 7 días de pruebas experimentales. Corresponden al porcentaje de acierto promedio de las 15 sesiones online. Pueden observarse potenciales resultados para 3 de los usuarios hasta el día 4 dónde continúa actualizándose el modelo. A partir del día 5 dónde el modelo se mantiene se aprecia una ligera disminución, pero continúan obteniéndose buenos resultados.

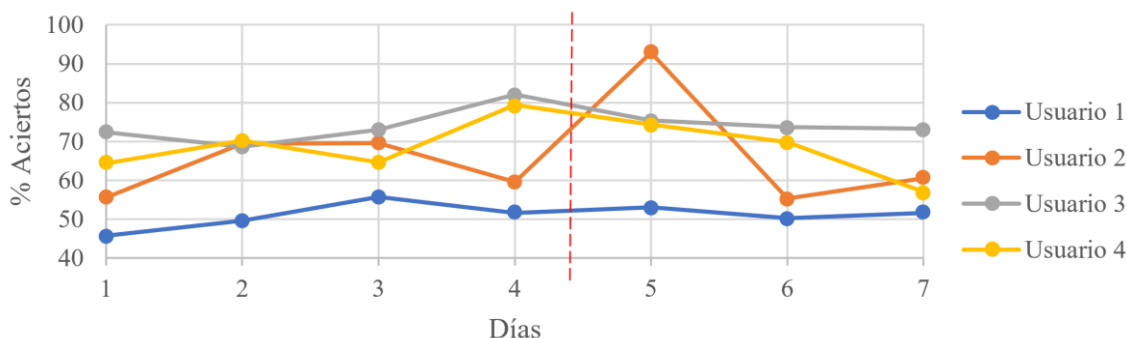


Figura 4. Evolución de los resultados de las sesiones online durante las pruebas online para cada usuario. La línea vertical roja indica cuando el modelo ha dejado de actualizarse.

4. Conclusiones

En este trabajo se ha analizado la evolución del porcentaje de acierto en tareas de imaginación motora del tobillo. Puede comprobarse que mientras el modelo se actualiza durante los 4 primeros días, los resultados van mejorando ligeramente. Además, cuando deja de actualizarse el modelo y se realizan únicamente pruebas online puede comprobarse que, aunque los resultados van disminuyendo ligeramente, éstos se mantienen dentro de un rango aún aceptable. Esto es de gran importancia, ya que se pueden reducir los tiempos en las pruebas experimentales si no es necesario realizar registros para la creación y mejora del modelo cada día de pruebas. En trabajos futuros se analizarán nuevos procedimientos basados en la transformada de Stockwell. Además, se utilizará el BCI para controlar el exoesqueleto T-FLEX, desarrollado en el marco de REASISTE, con la finalidad de ser utilizado en la rehabilitación del tobillo.

5. Agradecimientos

Los autores quieren agradecer el apoyo de REASISTE (Red Iberoamericana de rehabilitación y asistencia de pacientes con daño neurológico mediante exoesqueletos robóticos de bajo coste, 216RT0505), financiada por CYTED (Programa Iberoamericano de Ciencia y Tecnología para el Desarrollo). Esta investigación también ha sido financiada por la Consellería de Innovación, Universidades, Ciencia y Sociedad Digital (Generalitat Valenciana) y el Fondo Social Europeo en el marco del proyecto “Desarrollo de nuevas interfaces cerebro-máquina para la rehabilitación de miembro inferior” (GV/2019/009). Adicionalmente, la investigación ha sido realizada en el marco del proyecto Walk - Control de exoesqueletos de miembro inferior mediante interfaces cerebro-máquina para asistir a personas con problemas de marcha (RTI2018-096677-B-I00), financiado por el Ministerio de Ciencia, Innovación y Universidades (MCIU), la Agencia Estatal de Investigación (AEI) y la Unión Europea a través del Fondo Europeo de Desarrollo Regional (FEDER).

6. Referencias

- Farris, Ryan J. et al. 2014. “A Preliminary Assessment of Legged Mobility Provided by a Lower Limb Exoskeleton for Persons with Paraplegia.” *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering* 22(3): 482–90.
- García-Cossio, E., Severens, M., Nienhuis, B., Duysens, J., Desain, P., Keijsers, N., & Farquhar, J. (2015). Decoding sensorimotor rhythms during robotic-assisted treadmill walking for brain computer interface (BCI) applications. *PloS one*, 10(12), e0137910.
- Jiang N., Gizzi L., Mrachacz-Kersting N., Dremstrup K., Farina D (2015). A brain-computer interface for single-trial detection of gait initiation from movement related cortical potentials. *Clin Neurophysiol*, 126(1):154–9
- Lebedev, M. A., & Nicolelis, M. A. (2006). Brain-machine interfaces: past, present and future. *TRENDS in Neurosciences*, 29(9), 536-546
- Murie-Fernández, M., Irimia, P., Martínez-Vila, E., Meyer, M. J., & Teasell, R. (2010). Neuro-rehabilitation after stroke. *Neurología (English Edition)*, 25(3), 189-196. Author 1, A.; Author 2, B. Book Title, 3rd ed.; Publisher: Publisher Location, Country, 2008; pp. 154–196
- Ortiz, M., Rodríguez-Ugarte, M., Iáñez, E., & Azorín, J.M. (2019). Análisis de Algoritmos para Detección de Pedaleo en Interfaces Cerebro-Máquina. *Revista Iberoamericana de Automática e Informática industrial*, [S.l.], v. 16, n. 2, p. 222 – 231
- Presacco A, Goodman R, Forrester L, Contreras-Vidal J.L. Neural decoding of treadmill walking from noninvasive electroencephalographic signals. *J Neurophysiol*. 2011;106(4):1875–87
- Tabernig, C. B., Carrere, L. C., Escher, L. G., Gentiletti, G. G., & Spaich, E. G. (2017). Evaluación de desempeño de un sistema basado en interfaz cerebro computadora por imaginaria motora y realidad virtual: cambios entre y durante las sesiones de uso. *Cognitive Area Network* 4(1): 93–98.
- Wada, K., Ono, Y., Kurata, M., Ito, M. I., Minakuchi, M. T., Kono, M., & Tominaga, T. (2019). Development of a Brain-machine Interface for Stroke Rehabilitation Using Event-related Desynchronization and Proprioceptive Feedback. *Advanced Biomedical Engineering*, 8, 53-59
- Xu, R., Jiang, N., Mrachacz-Kersting, N., Lin, C., Prieto, G. A., Moreno, J. C., ... & Farina, D. (2014). A closed-loop brain-computer interface triggering an active ankle-foot orthosis for inducing cortical neural plasticity. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 61(7), 2092-2101.

Pseudo-online EEG-Based Brain-Computer Interface for Neuro-rehabilitation Through Shoulder Flexion/Extension Motor Imagery and Robotic Exoskeleton

Ramón A. Reinoso-Leblanch^{1a}, Yunier Prieur-Coloma^a, Leondry Mayeta-Revilla^b, Henrique L. Oliveira-Junior^d, Roberto Sagaró-Zamora^c, Denis Delisle-Rodriguez^d, Alberto López-Delis^a, Teodiano Bastos^d.

^a Centre of Medical Biophysics, University of Oriente, Cuba;

^b Department of Biomedical Engineering, University of Oriente, Cuba;

^c Faculty of Mechanical Engineering, University of Oriente, Cuba;

^d Postgraduate Program in Electrical Engineering, Federal University of Espirito Santo, Brazil.

Abstract

This work proposes an upper-limb neuro-rehabilitation system based on a Brain Computer Interface (BCI) for post-stroke patients command a 4 degree-of-freedom (DoF) robotic exoskeleton, using motor imagery tasks. The proposed BCI was validated in a pseudo-online test with six healthy subjects, achieving mean Accuracy (ACC) and False Positive Rate (FPR) of 96.07% and 4.16%, respectively.

Keywords: Brain-computer interface, Riemannian geometry, Motor imagery, Upper limb, Robotic exoskeleton, Shoulder movement intention, Neuro-rehabilitation.

1. Introduction

The motor function recovery through robotic technologies had shown promising results on post-stroke patients with severe motor disabilities, improving their performance of daily living activities (DLA). Accordingly, a BCI provides an alternative communication pathway between the brain and an external device. Many factors determine the BCI performance, such as the brain signals measured, the methods used for feature extraction, the algorithms used to translate these features into device commands, the output devices that execute these commands, the feedback provided to the user, and the characteristics of the user [1]. Technological advances, such as wireless recording, low-cost amplifiers, real-time temporal resolution, machine learning algorithms, and advanced signal analysis have allowed to expand the electroencephalogram (EEG)-based BCI systems for several applications. BCIs based on sensorimotor rhythms (SMRs) have been used for upper and lower limb motor rehabilitation, as there is evidence that users executing real or imagery motor tasks induce changes of mu (8-12 Hz) and beta (18-30 Hz) rhythms over the sensorimotor cortex, which can be obtained from EEG signals to discriminate targeted tasks [2, 3]. Many research reports that motor imagery (MI) tasks can be used as an alternative to restore motor functions [4] through a brain computer interface (BCI), as it allows to post-stroke patients with severe motor disabilities to command end-devices, such as upper-limb robotic exoskeletons, enhancing neuroplasticity [5].

This work proposes a BCI for post-stroke patients command a 4-DoF upper-limb robotic exoskeleton [6] by executing Shoulder Flexion/Extension Motor Imagery (SMI) tasks.

2. Brain-computer interface

Figure 1 shows a block diagram of the proposed BCI for post-stroke patients execute shoulder flexion/extension motor imagery (SMI) tasks, which are acquired through the raw EEG. Then, EEG signals are processed to translate the brain's output into control commands for triggering a 4-DoF upper-limb robotic exoskeleton. Our proposed BCI is composed by the following three stages: (1) raw EEG pre-processing by applying a bandpass

¹ ramon.reinoso2308@gmail.com

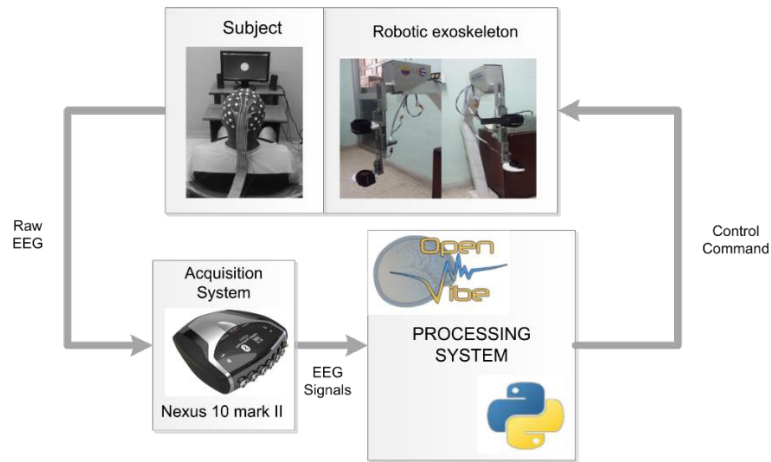


Figure 1. Proposed brain-computer interface for upper-limb motor rehabilitation.

filter (Butterworth 5th order) with a frequency range from 8 to 30 Hz, (2) spatial feature extraction using the Riemannian geometry [7], (3) SMI recognition by Linear Discriminant Analysis (LDA) [8].

The Nexus-10 Mark II acquisition system and BioTrace+ software from MindMedia manufacturer [9, 10] are used here to capture EEG signals with sampling rate at 256 Hz, using bipolar electrodes (C3-FC1, C4-FC2, Cz-Fz), and a ground electrode attached between the eyebrows. Also, an Arduino board to synchronize both cues (visual and sound stimuli) and EEG acquisition system is used. Furthermore, a friendly user interface is employed in our system to guide post-stroke patients during the execution of both rest and SMI tasks, which displays the following sequence (see Figure 2): 1) black screen for subjects make unavoidable movements, such as blinking; 2) red cue (rest state avoiding any mental activity); 3) yellow cue (the subject remains in the rest state, but waiting for the next cue without mental activity); 4) green cue (SMI execution). Each cue is displayed during a period of 5 s.

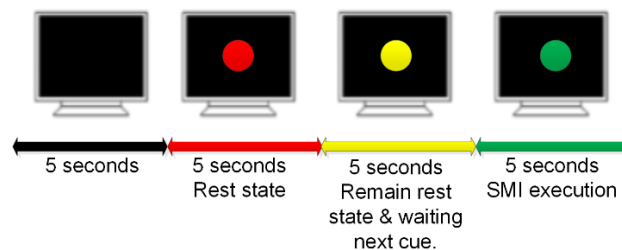


Figure 2. Sequence of visual stimuli used to guide the user.

A first stage to calibrate our BCI is carried out, using a training dataset containing 6 sessions. Each session contains a total of 12 sequences, having a total of 12 trials for rest states and 12 trials for SMI tasks. Here, each trial was divided into segments of 1 s in length, 0.5 s overlapped. Each segment of 1 s is pre-processed by a bandpass filter from 8 to 30 Hz before obtaining a projection matrix from Riemannian geometry [11] that is used for spatial feature extraction. Afterwards, this feature set from the training dataset is used to compute the LDA model. Both projection matrix for feature extraction and LDA model for recognition are used in the pseudo-online test to validate the performance of the calibrated BCI, using another dataset for testing. This pseudo-online test was carried out on OpenViBE platform [12] from Python, developing for our BCI a Nexus's emulator based on C++ programming language, which sends packages of data as a matrix 32 x 4 (32 samples per channel, equivalent to 125 ms), containing three EEG channels and the label corresponding to the visual stimulus. Notice that only segments of 1 s in length are processed in our BCI during the pseudo-online. Also notice that only segments corresponding to the red (rest states) and green (SMI tasks) cues were analyzed here.

3. Results and Discussion

Six healthy participants (all males, aged between 23 and 57 years) were selected in this study to validate our BCI. This way, two datasets to calibrate and validate our BCI were collected for each subject. Each dataset formed by 6 sessions, each session composed of 12 trials per class (rest state and SMI). Then, after the BCI calibration using the training set, we used the testing set for a pseudo-online validation.

Figure 3 shows a screen from OpenViBE that contains the bipolar EEG channels after filtering, during a sequence of stimuli from 100 s to 120 s. As aforementioned, during the pseudo-online test, segments of 1 s in length are selected each 500 ms from the testing dataset for filtering, feature extraction by applying the projection matrix, and task recognition using LDA model.

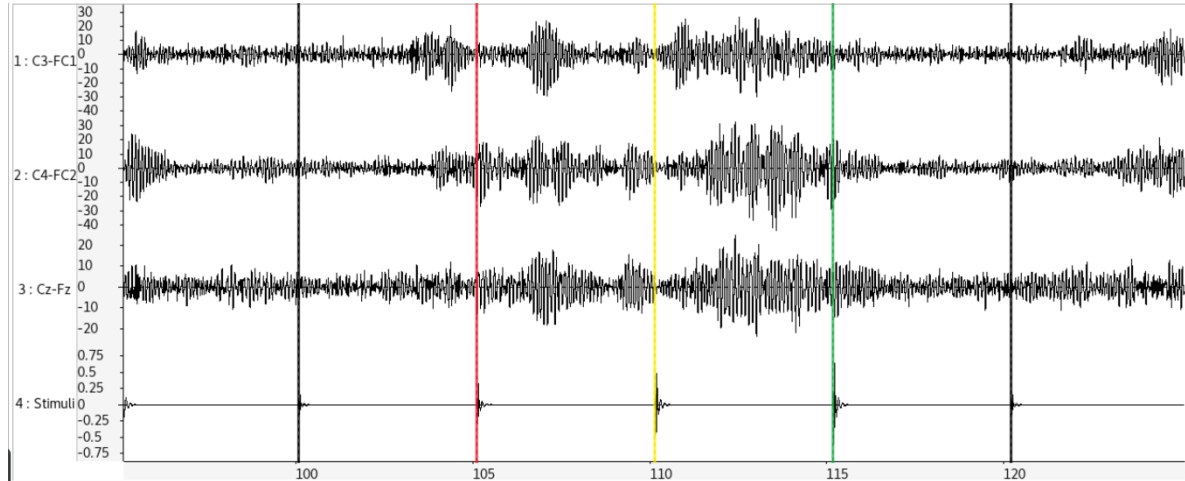


Figure 3. Representation of a screen from OpenViBE with filtered EEG signals for three bipolar channels. Color vertical lines show the cue onsets for a sequence.

Table 1 shows the performance of our proposed BCI during a pseudo-online test, which achieved promising results to recognize shoulder flexion/extension motor imagery tasks. Our BCI used few EEG channels and methods of low-computational cost, which may improve the closed-loop between both subject and robotic exoskeleton, providing movements more natural to enhance neuroplasticity.

Table 1. Performance of the proposed system during the pseudo-online test.

Subjects	ACC (%)	Kappa (%)	F1 (%)	Precision (%)	Recall (%)	FPR (%)
S01	97.92	95.83	97.87	100	95.83	0
S02	93.06	86.11	93.51	87.80	100	13.88
S03	92.36	84.72	92.09	95.52	88.89	4.16
S04	97.92	95.83	97.96	96.00	100	4.16
S05	97.22	94.44	97.14	100	94.44	0
S06	97.92	95.83	97.93	97.26	98.61	2.78
Mean	96.07	92.13	96.08	96.10	96.29	4.16
SD	2.62	5.25	2.60	4.49	4.27	5.12

4. Conclusion

To command a 4-DoF upper-limb robotic exoskeleton by post-stroke patients through SMI tasks during neurorehabilitation therapy, a BCI system was proposed here, which was implemented and validated in a pseudo-online test. Future work will be addressed to validate our BCI with post-stroke patients with severe motor disabilities, providing to them an alternative way to trigger through EEG signals a 4-DOF upper-limb robotic exoskeleton.

5. Acknowledgments

The authors would like to thank Centre of Medical Biophysics (Centro de Biofísica Médica) Cuba, UFES Brazil, and the Belgian Development Cooperation through VLIR-UO (Flemish Interuniversity Council-University Cooperation for Development) in the context of the Institutional University Cooperation program with University of Oriente for supporting this research.

6. References

1. Selim, A., M.A. Wahed, and Y. Kadah. *Machine learning methodologies in brain-computer interface systems*. in *2008 Cairo International Biomedical Engineering Conference*. 2008. IEEE.
2. Pfurtscheller, G. and F.L. Da Silva, *Event-related EEG/MEG synchronization and desynchronization: basic principles*. *Clinical neurophysiology*, 1999. **110**(11): p. 1842-1857.
3. Wolpaw, J. and E.W. Wolpaw, *Brain-computer interfaces: principles and practice*. 2012: OUP USA.
4. Bunno, Y., *The Application of Motor Imagery to Neurorehabilitation*. *Evolving BCI Therapy: Engaging Brain State Dynamics*, 2018: p. 53.
5. Frolov, A.A., et al., *Principles of motor recovery in post-stroke patients using hand exoskeleton controlled by the brain-computer interface based on motor imagery*. *Neural Network World*, 2017. **27**(1): p. 107.
6. Torres, M., et al. *Robotic system for upper limb rehabilitation*. in *VI Latin American Congress on Biomedical Engineering CLAIB 2014, Paraná, Argentina 29, 30 & 31 October 2014*. 2015. Springer.
7. Yger, F., M. Berar, and F. Lotte, *Riemannian approaches in brain-computer interfaces: a review*. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 2017. **25**(10): p. 1753-1762.
8. Lotte, F., et al., *A review of classification algorithms for EEG-based brain-computer interfaces*. *Journal of neural engineering*, 2007. **4**(2): p. R1.
9. Mind Media B.V., *NeXus-10 Mark II. Hardware & Software Installation Manual*. 2011.
10. Mind Media B.V., *BioTrace User Manual*. 2015.
11. Alexandre, B. *Riemannian geometry applied to BCI classification*. in *International Conference on Latent Variable Analysis and Signal Separation*. 2010.
12. Renard, Y., et al., *Openvibe: An open-source software platform to design, test, and use brain-computer interfaces in real and virtual environments*. *Presence: teleoperators and virtual environments*, 2010. **19**(1): p. 35-53.

Towards an EEG-Based BCI System for Neurofeedback Assisted Rehabilitation of Attention Deficit Hyperactivity Disorder

Henrique L. Oliveira-Junior^a, Wagner D. Casagrande^a, Fabiana S. V. Machado^a, Denis Delisle-Rodriguez^a, Mariane Souza^b, Teodiano Bastos-Filho^a, Anselmo Frizera-Neto^a

^a Postgraduate Program in Electrical Engineering, Federal University of Espirito Santo, Brazil, ^b Postgraduate Program in Psychology, Federal University of Espirito Santo, Brazil

Abstract

Attention deficit hyperactivity disorder (ADHD) is a mental disorder that occurs initially in childhood. In this study, a Brain-Computer Interface (BCI) based on Riemannian geometry for spatial feature extraction, and Support Vector Machine (SVM) was proposed to recognize both attention and relaxation states. This BCI was evaluated on 10 healthy volunteers for attention recognition throughout two conditions: (1) 8 seconds of test 1 and 20s of test 2; (2) BCI online validation for a period of 1.20 min. Promising results were obtained in an on-line test, where our BCI recognized both attention and relaxation states for almost all volunteers, obtaining an average accuracy of $63.87 \pm 13.29\%$.

Keywords: Attention deficit hyperactivity disorder, ADHD, EEG, Riemannian geometry

1. Introduction

Attention deficit hyperactivity disorder (ADHD) is a very common and highly hereditary mental disorder that occurs initially in childhood [1]. Attention is commonly defined as a conscious psychological process that selects environmental information from other stimuli, and it is therefore an indispensable brain function for mental integration [4]. Current research shows that many children with ADHD have different topographic brain activity (especially between 4 – 7 Hz) compared to typically developing children, suggesting an overactive syndrome. In a larger study with 400 ADHD children using electroencephalogram (EEG), the authors concluded that the power of theta (4 - 7 Hz) and alpha (8 - 12Hz) bands increases for ADHD children, in contrast to beta (14 - 30 Hz) band that decreases [2]. In addition to these findings, they identified better academic and intellectual functioning, inferring that this type of treatment is a useful intervention for students with ADHD. It is a relevant consideration because pharmacological support produces a benefit in behavior and attention, but generally it does not improve academic performance or ability for interaction [3]. In addition, in the case of ADHD, neural therapies are safer and have potential long-term neural effects compared to drugs [5].

This work proposes a BCI for attention state recognition, which was validated in two on-line tests. This study is a first stage of a project, aiming to develop a biofeedback system based on attention recognition as a complementary treatment to ADHD.

2. Materials and Methods

2.1 Experimental protocol

EEG data was collected on 10 volunteers, using seven EEG locations, such as F3, F4, C3, C4, P3, P4 and Cz, in according to Nicholas Lofthouse [8]. For this purpose, the equipment QUICK 20 Dry EEG Headset (Cognionics, USA) was used with sampling rate at 500 Hz. Firstly, the volunteers were placed in a comfortable chair facing the computer screen. Then, the volunteers were asked to relax for 2 min, order to reduce some kind of stress at that time. Afterwards, a first dataset collection was carried out, where subjects were instructed to focus his attention on the dot of an image (containing a blue circle with a red dot in the center), during a period of 8 s. In sequence, another image displaying a light blue screen was immediately used for volunteers remain relaxed, without focusing on any object during 8 s. Then, the dataset formed by both attention and rest state conditions was used to calibrate a BCI, which was later used in an on-line test to recognize attention, while the volunteers were focusing their attention on a video for a period of 1.2 min. This video was composed of 5 s with instructions, followed by 20 s for presenting a red dot to the volunteers focus their attention on it. Finally,

new instructions were displayed, asking to the volunteers remained relaxed for another 20 s, without focusing on anywhere while a blue screen was presented.

As a second stage, another data collection was performed, using the same sequence images adopted in the Test #1, but using a period of 20 s to display each image.

2.2 Proposed brain-computer interface

Raw EEG from Cognionics Quick-20 are acquired, and preprocessed using windows of 1 s (0.5 s overlapped) to eliminate undesirable noise and components outside the frequency band of interest. So a digital filter based on the fast Fourier transform (FFT) was used in a frequency range from 1 to 30 Hz. Afterwards, the filtered data is analyzed in a feature extraction process to obtain the most relevant data to discriminate the pattern of interest (attention and rest state classes). Then, Riemannian geometry was used here on the training dataset to extract feature vectors, which were later used to obtain the model of the SVM classifier with Gaussian kernel [7], during a first stage to calibrate the BCI. Notice that two different dataset to study test 1 and test 2 were collected in our experiment, which were independently used in each stage of the experiment to calibrate our BCI for attention state recognition. Also, it is worth mentioning that the proposed BCI during the on-line test, uses a projection matrix computed by Riemannian to extract spatial features, after applying the FFT-based filter over the raw EEG using windows of 1 s, 0.5 s overlapped.

2.3 Data analysis

The dataset collected was used to analyze the performance of our proposed BCI, using the accuracy, sensitivity, specificity, precision, and kappa metrics [7].

The Welch's periodogram (hamming window, window size of 1 s, overlapping of 0.5 s) was used to compute the mean power ratio theta (4-8 Hz) / beta (12-15 Hz) for both attention and relaxed states, after applying a bandpass filter based on FFT from 1 to 30 Hz [10]. Then, the relative ratio (attention minus relaxed) is finally calculated. Here, the relative ratio was independently analyzed for Test #1 and Test #2.

3. Results and discussion

Table 1 shows the results of 10 subjects, demonstrating reasonable separation between classes for most volunteers. However, the accuracy achieved during the BCI calibration (for both Test # 1 and Test # 2) was very different for volunteers S3 (75% and 89%), S6 (92% and 76%), and S9 (82% and 62%). Figure 1 shows the theta / beta ratio of the relative power for Test #1 and Test #2, showing which EEG locations presented most cortical activation (bluish tone). Notice that attention states increase and decrease the beta and theta waves, respectively. Therefore, the obtained theta/beta ratio for each subjects doing Test #1 and Test #2, suggests that our experiment may be suitable to study attention. As shown in Figure 1, volunteer S9 was able to make the theta / beta ratio smaller doing Test 1, which suggests that this volunteer was paying attention. In contrast, this volunteer during Test #2 presented less cortical activations over the same locations. The best result for Test #2 was obtained by the volunteer S1 with accuracy of 96%, while the worst performance was achieved by the volunteer S9 with accuracy of 62%.

Table 1. Performance of the proposed BCI for ten volunteers.

Volunteers		Training Accuracy (%)	On-line Test Accuracy (%)	Sensitivity (%)	Specificity (%)	Precision (%)	kappa
S1	Test #1	92.00%	90.00%	95.00%	85.00%	86.36%	0.80
	Test #2	96.00%	82.50%	75.00%	90.00%	88.24%	0.65
S2	Test #1	89.00%	75.00%	50.00%	100.00%	100.00%	0.50
	Test #2	93.00%	60.00%	85.00%	35.00%	56.67%	0.20
S3	Test #1	75.00%	47.50%	65.00%	30.00%	48.15%	0.05
	Test #2	89.00%	52.50%	30.00%	75.00%	54.55%	0.05
S4	Test #1	92.00%	67.50%	55.00%	80.00%	73.33%	0.35
	Test #2	92.00%	60.00%	65.00%	55.00%	59.09%	0.20
S5	Test #1	92.00%	70.00%	55.00%	85.00%	78.00%	0.40
	Test #2	85.00%	92.50%	100.00%	85.00%	86.96%	0.85
S6	Test #1	92.00%	65.00%	30.00%	100.00%	100.00%	0.30
	Test #2	76.00%	72.50%	85.00%	60.00%	68.00%	0.45
S7	Test #1	89.00%	62.50%	65.00%	60.00%	61.90%	0.25
	Test #2	81.00%	57.50%	35.00%	80.00%	63.64%	0.15
S8	Test #1	89.00%	47.50%	35.00%	60.00%	46.67%	0.05
	Test #2	90.00%	55.00%	70.00%	40.00%	53.85%	0.10
S9	Test #1	82.00%	57.50%	35.00%	80.00%	63.64%	0.15
	Test #2	62.00%	47.50%	50.00%	45.00%	47.62%	0.050
S10	Test #1	85.00%	52.50%	95.00%	10.00%	51.35%	0.050
	Test #2	89.00%	62.50%	80.00%	45.00%	59.26%	0.250
Average	Test 1	87.70%	63.50%	58.00%	69.00%	70.94%	
	Test 2	85.30%	64.25%	67.50%	61.00%	63.79%	

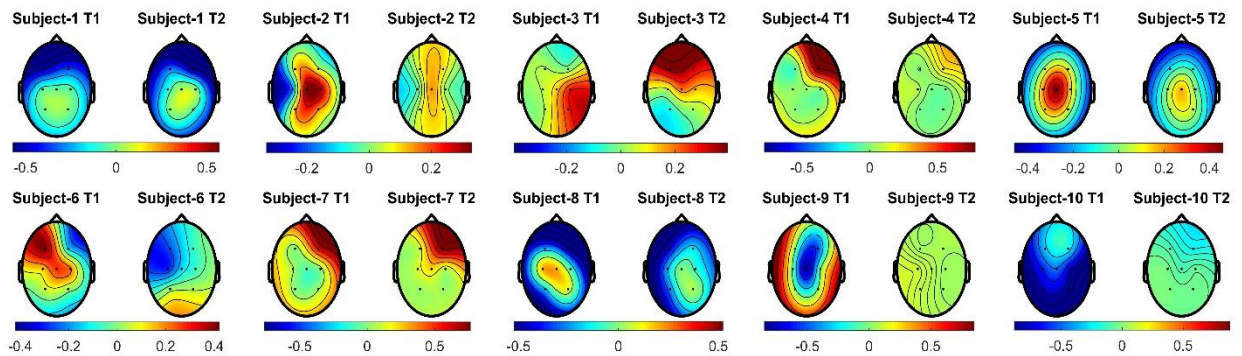


Figure 1. Topographic maps presenting the relative theta/beta ratio for both Test #1 and Test #2.

4. Conclusion

It was possible to verify that the Riemannian method can be used to extract relevant features for two mental states discrimination. Therefore, our BCI may be suitable to provide neurofeedback training for enhancing attention deficit. There were volunteers with poor performance, which could be related with several factors, such as how the individual is feeling (overworked, stressed, personal issues) when he is executing the experiment, the subject could be excited trying to perfectly improve his/her performance. As future work, more EEG locations will be analyzed in our study to improve the BCI performance. Also, a study with ADHD diagnosed individuals will be addressed with the proposed system as a complementary therapy to treat this disorder.

5. References

- [1] BAUMEISTER, Sarah et al. Neurofeedback training effects on inhibitory brain activation in ADHD: a matter of learning?. *Neuroscience*, v. 378, p. 89-99, 2018;
- [2] PALUDO, M. R. O uso do neurofeedback como uma ferramenta de reabilitação no déficit de atenção e/ou hiperatividade (TDAH) de crianças. 2017;
- [3] GONZÁLEZ-CASTRO, P. et al. Efficacy of neurofeedback versus pharmacological support in subjects with ADHD. *Applied psychophysiology and biofeedback*, v. 41, n. 1, p. 17-25, 2016.
- [4] GAZZANIGA, Michael; HEATHERTON, Todd; HALPERN, Diane. *Ciência psicológica*. Artmed Editora, 2005.
- [5] RUBIA, Katya. Cognitive Neuroscience of Attention Deficit Hyperactivity Disorder (ADHD) and Its Clinical Translation. *Frontiers in Human Neuroscience*, 2018. doi: 10.3389/fnhum.2018.00100
- [6] MCHUGH, Mary L. Interrater reliability: the kappa statistic. *Biochemia medica: Biochemia medica*, v. 22, n. 3, p. 276-282, 2012.
- [7] Japkowicz, Nathalie, and Mohak Shah. *Evaluating learning algorithms: a classification perspective*. Cambridge University Press, 2011.
- [8] LOFTHOUSE, Nicholas et al. A review of neurofeedback treatment for pediatric ADHD. *Journal of attention disorders*, v. 16, n. 5, p. 351-372, 2012.

Neuro-Fuzzy e Perceptron Multicamada como classificadores de sinais de eletroencefalografia para *Brain Computer Interface*

Fabiano Badaraco¹, Alexandre Balbinot

Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica (PPGEE), Universidade Federal do Rio Grande do Sul

Resumo

Considerando-se o objetivo de tornar mais independentes pessoas com limitações motoras completas ou parciais, neste trabalho são avaliados dois tipos de redes neurais como classificadores de sinais de eletroencefalografia (EEG) para futuramente serem utilizadas como controladoras de uma cadeira de rodas. Neste trabalho, propõe-se classificar sinais de eletroencefalografia (EEG) da região motora do Córtex Cerebral, utilizando um banco de dados internacional (*BCI Competition II*). Os sinais contidos neste banco de dados são inicialmente pré-processados e, em seguida, extraídas características para apresentar as duas técnicas de *Machine Learning* baseadas em Redes Neurais: Neuro-Fuzzy e MLP. Ambos os classificadores alcançaram taxas de acerto promissoras, ANFIS alcançou $91,00 \pm 1,78\%$ e MLP $85,64 \pm 1,68\%$ compatível com demais trabalhos da área. A ideia principal de avaliar o uso destes métodos como classificadores é futuramente utilizá-los como controladores de uma cadeira de rodas guiada apenas por sinais de eletroencefalografia.

Palavras-chave: EEG, ERD, ERS, Neuro-Fuzzy, MLP.

1. Introdução

No córtex motor do cérebro, uma reação química ocorrida nos neurônios dessa região ocasiona um sinal elétrico também denominado Potencial de Ação ou Potencial Evocado (EP). Estes sinais ocorrem em uma banda de frequência específica, denominados ritmos sensório-motores [1]. Tais sinais são captados através de eletrodos de superfície posicionados conforme o Sistema 10-20 [2]. A Universidade de Graz disponibilizou o banco de dados do experimento *BCI Competition II* [3], onde podem ser observados estes movimentos imaginários (IM) em um voluntário.

Os dados disponibilizados são filtrados nas bandas de frequência dos ritmos sensório-motores com o objetivo de localizar o segmento no tempo de onde serão extraídas características relevantes do sinal. Assim são avaliadas as ocorrências de *Event Related Synchronization* (ERS) e *Event Related Desynchronization* (ERD) [4], que podem ser consideradas como parâmetros para quantificar o nível de discriminação do sinal gerado por um indivíduo para discernir as classes de interesse (direita ou esquerda).

Por fim, o sinal é segmentado na região onde ocorrem os fenômenos de ERD e ERS e após a extração das características deste segmento o mesmo é normalizado, e só então é apresentado como entrada das duas técnicas de inteligência artificial (IA) utilizadas como classificadores: Neuro-Fuzzy (ANFIS) e Perceptron de Multicamada (MLP). Este trabalho descreve o banco de dados utilizado, a caracterização dos fenômenos ERD e ERS, as características extraídas do segmento onde ocorrem estes fenômenos e os métodos de aprendizagem de máquina utilizados como classificadores, bem como seus resultados.

2. Metodologia

2.1. O experimento do *BCI Competition II*

O banco de dados do *BCI Competition II* foi criado pela Graz University of Technology; neste experimento um indivíduo feminino, saudável, de 25 anos, tem que imaginar o movimento de suas mãos direita ou

¹ Email: fabiano_badaraco@hotmail.com, telefone: (51) 99846-1682.

esquerda conforme o estímulo visual recebido. Este estímulo visual é apresentado em um monitor de computador e cada estímulo corresponde a uma trilha, onde no total deste experimento são geradas 280 trilhas. Cada trilha consiste em uma tela em branco, apresentada no segundo inicial. Aos dois segundos é apresentado um sinal sonoro e apresentado uma cruz como sinal de atenção. Aos três segundos apresenta-se uma seta que representa o estímulo seja este direta ou esquerda. Este estímulo dura seis segundos. O banco de dados foi elaborado a partir dos sinais obtidos dos eletrodos posicionados em C3, C4 e Cz conforme o Sistema 10-20 com uma frequência de amostragem de 128Hz [3].

2.2. Caracterização dos fenômenos ERD/ERS

Em torno de 1 a 1,5 segundos antes de executar-se um movimento, há uma alteração química em uma rede de neurônios do cérebro. Esta alteração ocasiona um potencial elétrico chamado de Potencial Evocado, o que também pode ser percebido nos ritmos sensório-motores em especial nas ondas μ (8 a 11Hz) e β (26 a 30Hz). Este fenômeno é denominado *Event Related Desynchronization* (ERD) e pode ser observado no lado inverso ao lado que se tem interesse de movimentar (lado contralateral), enquanto no mesmo lado (ipsilateral) ocorre o efeito oposto, a energia aumenta e a este efeito denomina-se *Event Related Synchronization* (ERS)[2]. Através da Equação (1) sugerida por [5] é possível avaliar o índice de lateralização e, por fim, definir se há intenção de movimento.

$$IL = \frac{(P_{Ch1} - P_{Ch2})\text{Movim. Esquerdo} + (P_{Ch2} - P_{Ch1})\text{Movim. Direito}}{2} \quad (1)$$

onde IL é o índice de lateralização, Ch1 representa o eletrodo posicionado no córtex motor esquerdo, Ch2 o eletrodo posicionado no córtex motor direito; P_{Ch1} e P_{Ch2} são as respectivas potências dos sinais determinados dos sinais captados pelos eletrodos posicionados no lado esquerdo e no lado direito, conforme pode ser verificado na Figura 3A do capítulo resultados.

Uma vez definido o segmento no tempo onde ocorrem os fenômenos ERD e ERS, deste segmento são extraídas as características do sinal para serem apresentadas como entradas dos classificadores avaliados neste trabalho. Estas características são combinadas e apresentadas aos métodos classificadores individualmente, em pares e em trio, de maneira a atender todas as possibilidades de combinação.

2.3. Extração de Características

Neste trabalho foram avaliadas três características, duas no domínio do tempo: a energia do sinal definida pela Equação (2) e o valor eficaz do mesmo (RMS) calculado conforme a Equação (3), e uma terceira no domínio da frequência, denominado Periodograma de Welch definido pela Equação (4).

$$\text{Energia} = \lim_{T \rightarrow \infty} \frac{1}{T} \int_{-T/2}^{T/2} |x(t)|^2 dt \quad (2)$$

$$\text{RMS}(f(t)) = \sqrt{\frac{1}{T} \int_{t-T}^t f(t)^2} \quad (3)$$

$$P_{xx}(w) = \frac{1}{f_s} \sum_{m=-\infty}^{\infty} R_{xx}(m), e^{-j2\pi f/f_s} \quad (4)$$

Periodograma de Welch tem sido muito utilizado para identificação de ritmos sensório-motores e a ocorrência dos fenômenos ERD e ERS conforme apresentado em [6].

2.4. MLP e ANFIS

A rede MLP proposta neste trabalho é composta por dois neurônios na camada oculta, 4, 8, e 12 entradas conforme a combinação de características selecionadas, e uma saída, com a função de ativação sigmoial. Os rótulos de saída desejados são esquerda ou direita. Esta rede foi treinada utilizando um método de aprendizado supervisionado denominado Levenberg-Marquardt (LM). O algoritmo Levenberg-Marquardt, é

uma otimização que utiliza os métodos de regressão linear Gradiente Descendente e Gauss-Newton para atualização dos pesos (w) durante o treinamento com o objetivo de definir os pesos que proporcionam o menor erro médio quadrado [7, 8]. A Equação (5) resume esta otimização:

$$-(J^{(i)T} * J + \lambda^i I)^{-1} * (2J^{(i)T} * e^{(i)}) \quad (5)$$

onde J representa a matriz Jacobiana das derivadas parciais, i a iteração, I a matriz identidade e λ o parâmetro regularizador que quando distante de zero aproxima os pesos utilizando o método Gradiente Descendente e quando próximo de zero, atualiza os pesos utilizando o método Gauss Newton.

O outro método escolhido como classificador neste trabalho trata de uma rede Neuro-Fuzzy (ANFIS)[9] com os seus parâmetros definidos através do algoritmo *Subtractive Clustering* (SC), proposto por [10]. Assim como na Rede Neural MLP, foram configuradas 4, 8 e 12 entradas na ANFIS conforme a combinação de características selecionadas. O algoritmo *Subtractive Clustering* identifica um agrupamento natural dos dados de entradas, calculando as densidades para seus possíveis centros de *clusters* através da Equação (6).

$$D_i = \sum_{j=1}^n \exp\left(\frac{\|x_i - x_j\|^2}{(r_a/2)^2}\right) \quad (6)$$

onde x_i e x_j representam a posição do dado para um grupo de dados (x_1 a x_n) e r_a representa o raio de aceite para o cálculo da densidade. O centro de *cluster* que apresentar a maior densidade é definido como o primeiro centro de *cluster*.

Após a definição do primeiro centro de *cluster* x_{c1} e considerando D_{c1} como sua densidade, por exemplo, os demais centros de *clusters* são definidos através de suas densidades conforme a Equação (7).

$$D_i = D_i - D_{c1} \exp\left(-\frac{\|x_i - x_{c1}\|^2}{(r_b/2)^2}\right) \quad (7)$$

onde r_b representa o raio de rejeição.

3. Resultados e Discussões

Após o cálculo do índice de lateralização, pode ser definida a segmentação no tempo onde o voluntário S1 consegue gerar os fenômenos ERD e ERS, indicando sua intenção de movimento imaginário conforme destacado na Figura 1A (período entre 3 e 6 segundos). A ocorrência destes fenômenos pode ser observada na Figura 1B.

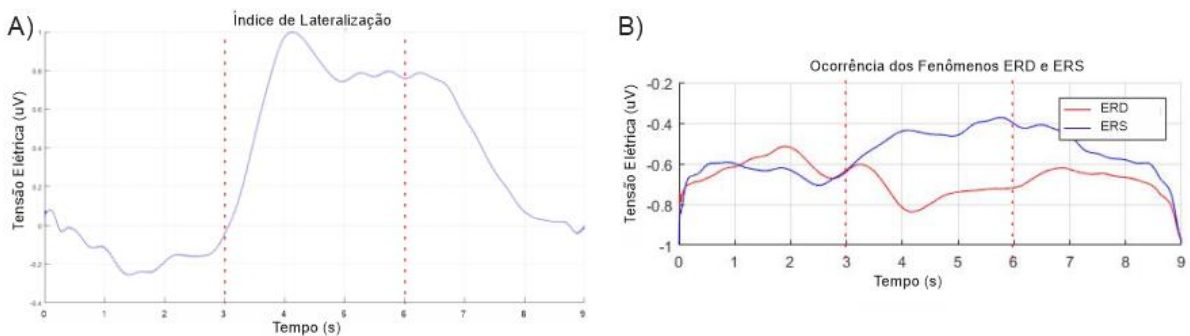


Figura 1A. Índice de lateralização. Figura 1B. Ocorrência dos fenômenos ERD e ERS.

Na Figura 1B é possível perceber que o voluntário do experimento *BCI Competition II*, apresenta uma boa discriminação ao gerar os fenômenos ERD e ERS. Avaliando a performance dos dois métodos propostos neste trabalho, é possível perceber que o método MLP converge mais rápido (na terceira época, conforme apresentado na Figura 2A) do que o método ANFIS que convergiu na quarta época (Figura 2B), porém o

método ANFIS é mais assertivo, apresentando um erro médio quadrado menor ($2,56 * 10^{-4}$) que a rede MLP (0,14).

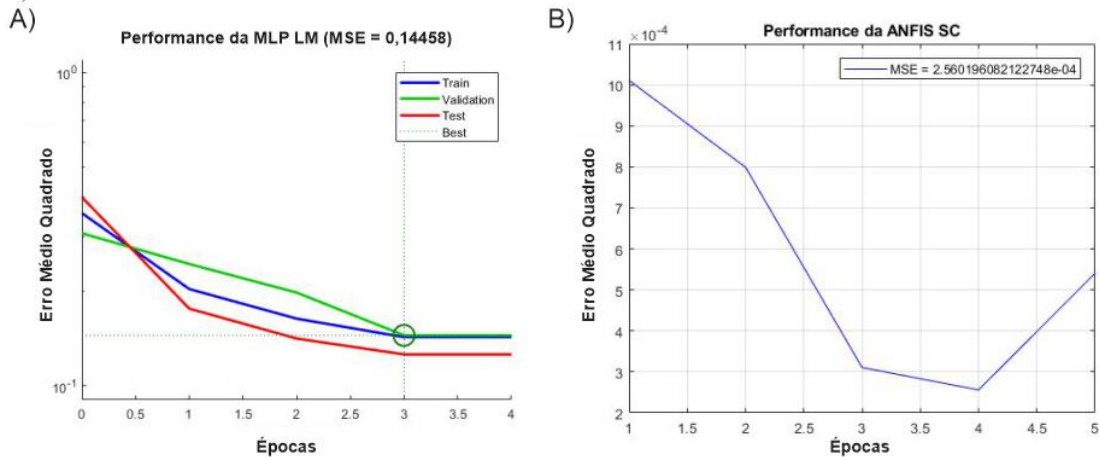


Figura 2A. Performance rede MLP LM. Figura 3B. Performance rede ANFIS SC.

Avaliando todas as possíveis combinações das três características extraídas do sinal, para cada método apresentado neste trabalho, foi possível observar que a combinação de características Energia e Periodograma de Welch foi a que apresentou a melhor taxa de acerto para os dois métodos avaliados conforme apresentado na Figura 3, e considerando essa combinação de características, o método ANFIS apresentou a melhor taxa de acerto com $91,00 \pm 1,78\%$ enquanto o método MLP LM apresentou $85,64 \pm 1,68\%$. Foram feitas dez repetições de ensaios para cada método e combinação de características.

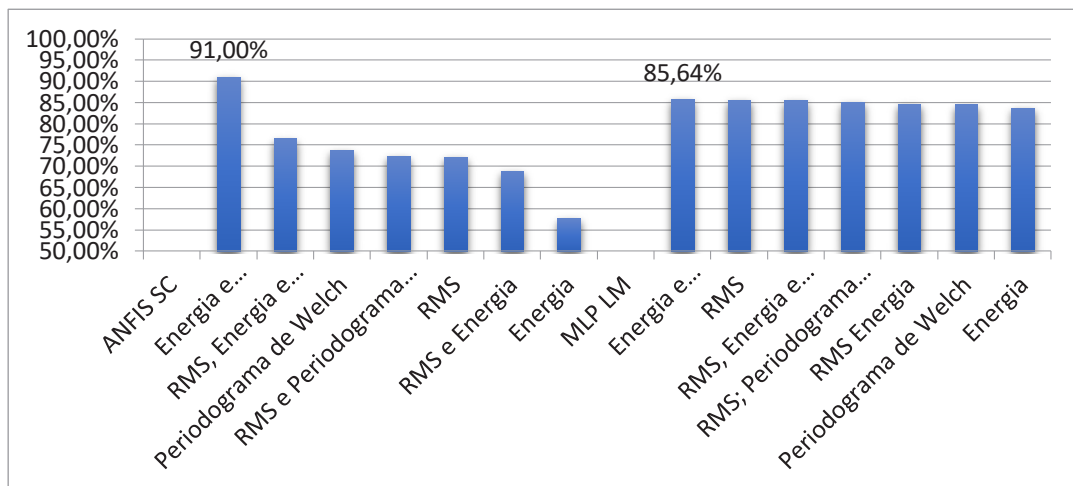


Figura 3. Comparação entre as Combinações de Características.

4. Conclusões

As taxas de acerto dos métodos avaliados neste trabalho ficaram acima das taxas de acerto de outros trabalhos de classificação de EEG, utilizando diferentes características como, por exemplo, em [11], que utiliza técnicas de clusterização como etapa de pré-processamento, e o mesmo banco de dados utilizado neste trabalho, atingiu uma taxa de acerto de, no máximo 80%, ou mesmo em [5] que utilizando SVM como classificador, CSP no pré-processamento e Periodograma de Welch como característica, atingiu 88% de taxa de acerto. Portanto, os métodos e características avaliados neste trabalho são compatíveis com os trabalhos da área e promissores para controle de dispositivos.

5. Referências

- [1] Sanei, S., Chambers, J. A. (2007). *EEG Signal Processing*. Chichester: John Wiley & Sons.
- [2] Jasper, H. H. (1958). The ten-twenty electrode system of the international federation. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, 10, 371-375.
- [3] *BCI Competition II*. (2003). Disponível em: <http://www.bbci.de/competition/ii/> Acesso em: 15 dez. 2018.
- [4] Pfurtscheller, G., Silva, F. H. L. D. (1999). *Event-related EEG/MEG synchronization and desynchronization: basic principles*. Clinical Neurophysiology, Amsterdam.
- [5] Machado, J. Balbinot, A. Schuck, A. (2012). *Pré-processamento, extração de característica off-line de sinais eletroencefalográficos para uso em sistemas BCI*.
- [6] Silva, M. G. N. M. (2014). *Redes neurais artificiais para o reconhecimento de padrões de EEG durante o movimento e imaginação do movimento das mãos*. 148 p. Tese (Doutorado em Engenharia Elétrica) - Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica, Universidade Federal de Pernambuco, Recife.
- [7] Chen, Y., Zhang, S. (2012). *Research on EEG classification with neural networks based on the Levenberg-Marquardt algorithm*. New York: Springer, 195-202.
- [8] Chan, L.-W., King, I., Leung, K. S. (1996). Levenberg-Marquardt Learning and Regularization. *Progresso in Neural Information Processing*, 139-144.
- [9] Jang, J. R. (1993, June). ANFIS: adaptative-network-based fuzzy inference systems. *IEEE Transactions on Systems, Man, and Cybernetics*, 23(3), 665-685.
- [10] Chiu, S. L. (1994, Sept.). Fuzzy model identification based on cluster estimation. *Journal of Intelligent and Fuzzy Systems*, 2(3), 267-278.
- [11] Chiappa, S., Bengio, S. (2004, April). HMM and IOHMM Modeling of EEG Rhythms for Asynchronous BCI Systems. *ESANN'2004 proceedings – European Symposium on Artificial Neural Networks Bruges, Belgium*, 28-30.



8.

INSTRUMENTACIÓN BIOMÉDICA - AVANCES Y APLICACIONES

Sistema ultrasónico bianural de bajo coste para detección de obstáculos en andadores

Patricia Delgado^a, Eloy Urendes^a, Ramón Ceres^a, Eduardo Rocón^b

^a Escuela Politécnica Superior. Universidad San Pablo CEU. Alcorcón (Madrid),

^b Centro de Automática y Robótica. CSIC. Arganda del Rey (Madrid)

Resumen

En este trabajo, se presenta un sistema de bajo coste para la detección de obstáculos que pueda fácilmente integrarse en cualquier andador comercial. Se caracteriza el sistema ultrasónico bianural, definiendo los lóbulos principales, áreas de detección y generando alarmas al usuario para que pueda evitar los obstáculos.

Palabras clave: ultrasonido, obstáculos, movilidad, andador

1. Introducción

Son numerosas las ayudas a la movilidad en función de la patología y las necesidades del usuario. Los andadores, que están siendo objeto de mejoras tecnológicas con nuevas prestaciones, constituyen uno de los principales paradigmas en movilidad alternativa por el que se trata de evitar o retrasar el uso “discapacitante” de la silla de ruedas. Uno de los colectivos destino de estas ayudas es el de personas mayores que presentan problemas físicos articulares o musculoesqueléticos. Ahora bien, a menudo estas limitaciones aparecen conjuntamente con déficits perceptivos de visión e incluso de alteraciones cognitivas (déficit de atención, coordinación, lentitud de reflejos...). Todo ello conlleva riesgo de choques (y caídas), de consecuencias imprevisibles, con los objetos del entorno.

Durante las últimas décadas, se han desarrollado sistemas de detección de objetos próximos para su incorporación en andadores, tanto en los convencionales como en los avanzados con propulsión eléctrica e instrumentación embarcada. El sistema VA-PAMAID [Rentschler et al.,2003] presenta una estructura de tipo andador para dar soporte físico y estabilidad al usuario, así como un sistema avanzado de detección de obstáculos y de asistencia a la navegación, basado en sensores de ultrasonido y láser, que permite detectar objetos y elementos del entorno y comandar la rueda tractora delantera para guiar al usuario. Otro dispositivo es el I-walker [Annicchiarico et al.,2008], que permite la detección de pendientes del terreno mediante el uso de inclinómetros. El sistema de control integrado controla la velocidad del andador en función del grado de inclinación del terreno [Morone et al, 2016].

El objetivo de este trabajo es la creación de una solución tecnológica que permita ayudar a las personas mayores a mejorar su autonomía. Este nuevo sistema tendrá que detectar los obstáculos dentro del área de marcha del usuario, así como generarle avisos sonoros y visuales cuando exista peligro de choque con el tiempo suficiente para poder evitarlo. El dispositivo tendrá que ser de coste reducido y fácilmente integrable en cualquier tipo de andador comercial. Para su implementación, se ha seleccionado la tecnología de ultrasonido tras considerar otras alternativas (láser, infrarrojos...), haciendo uso de la técnica pulso-eco, logrando así un sistema simple, de bajo coste y con baja carga de procesamiento.

En este trabajo, se presenta la caracterización del sensor de ultrasonido seleccionado, la colocación óptima del conjunto de sensores, teniendo en cuenta la distancia de separación entre ellos y la distancia de separación del objeto eliminando los ecos espurios que puedan generarse. Se ha diseñado una estructura ad-hoc a los sensores de ultrasonido para que puedan ubicarse en cualquier andador.

2. Material y métodos

El sistema que se presenta se podrá acoplar a cualquier tipo de andadores comercial (normalmente de dimensiones de 55 x 50 cm). Se ha establecido un área óptima de detección frontal de 90 cm x 90 cm (Figura 1). El conjunto de sensores se localizará en el frontal del andador para evitar detecciones laterales innecesarias asociadas a las paredes de los pasillos.

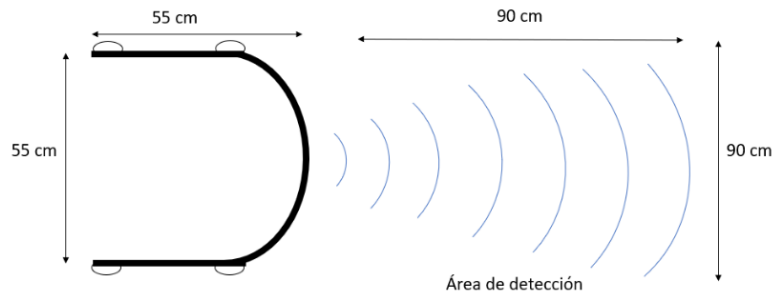


Figura 1. Diseño conceptual del sistema de detección de obstáculos frontales.

La configuración sensorial se establece con dos pares de transductores ultrasónicos modelo LV-MaxSonar MB1030 (par: emisor-receptor) [maxbotics, 2019], operando a 42 KHz, de tipo piezoeléctrico con un preprocesador incorporado, capaz de suministrar directamente la información de distancia al objeto más próximo. Estos dos elementos están conectados a un Arduino como CPU (ATmega32u4) utilizando sus conexiones de entrada y salida (Figura 2). Este módulo Arduino se conecta al ordenador para la configuración de los módulos y procesamiento de las señales adquiridas.

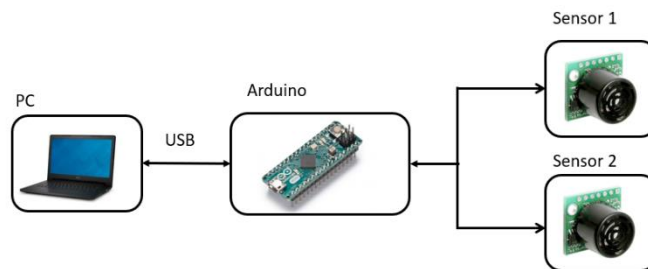


Figura 2. Arquitectura general del sistema.

3. Caracterización del sistema

En esta sección, se presenta la caracterización del lóbulo principal del sensor ultrasónico, el número de sensores y la distancia de separación entre ellos para lograr un área de detección frontal de 90 cm. Así mismo, se caracterizan 3 sectores angulares y 5 zonas de detección para avisar al usuario en caso de que un objeto se encuentre próximo.

3.1. Caracterización de lóbulo del sensor. Configuración sensorial

Se ha caracterizado empíricamente los lóbulos de detección del transductor de ultrasonidos. Se ha empleado un objeto cilíndrico impreso en 3D de diámetro de 3 cm con el objetivo de simular la pata de una silla, por considerarse un objeto de la vida cotidiana y de mayor dificultad para ser detectado.

El experimento realizado consistió en colocar el objeto cilíndrico a una distancia horizontal de entre 2 y 90 cm en intervalos de 2 cm, así mismo el cilindro se desplazó verticalmente hasta que el objeto dejaba de detectarse. En la figura 3, se presenta a modo de ejemplo el instante donde el cilindro, ubicado a una distancia de 40 cm en horizontal y 22,4 cm en vertical, deja de detectarse.

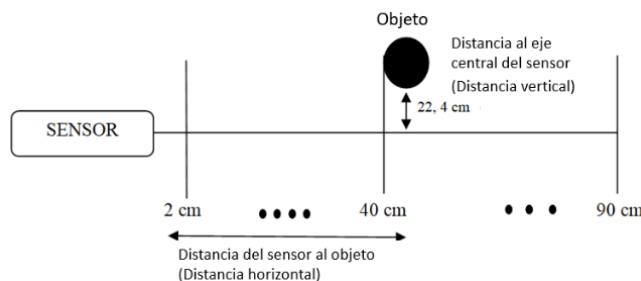


Figura 3. Diseño del experimento para caracterizar el lóbulo del sensor.

En la figura 4, se presenta caracterizado el lóbulo principal del sensor con una anchura de 75 cm a una distancia alrededor de 75 a 90 cm. Se han caracterizado otros sensores como el sensor ultrasónico HC-SR04 pero presentan un haz muy estrecho y con algunas zonas muertas entre los 18 y 22 cm. Por tanto, se considera que el sensor LV-MaxSonar MB1030 tiene una buena cobertura frontal y por tanto no será necesario un gran número de sensores para cubrir toda el área de detección impuesta como requisito.

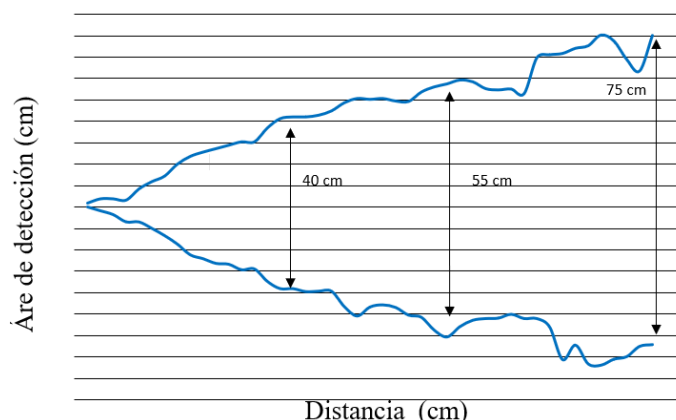


Figura 4. Caracterización del lóbulo principal del sensor LV-MaxSonar MB1030.

El número de sensores, la distancia de separación entre los mismos y el ángulo de inclinación son determinantes para definir el área de detección del sistema. Se han realizado varias simulaciones y se ha concluido que son 2 sensores el número mínimo necesarios con una distancia óptima de separación de 20 cm para cubrir el área de detección definido y sin inclinación para evitar sobre alcances.

3.2. Caracterización del sistema de detección

La configuración descrita anteriormente ha sido analizada, levantando empíricamente los lóbulos de detección de estos pares de transductores, obteniendo así un campo de medida con dos lóbulos en el que se discriminan tres sectores angulares, dos laterales y uno central de solapamiento (Figura 5). Esta configuración sectorial permite determinar la ubicación del obstáculo, siendo posible establecer si se encuentra a la derecha, izquierda o frente del usuario.

Se han definido cuatro zonas de interés:

- i) Zona muerta. Se corresponde a la distancia entre 0 y 10 cm, donde el sensor no se puede asegurar con exactitud la posición del objeto.
- ii) Zona de emergencia. Se corresponde a la distancia comprendida entre 10 y 50 cm. Cualquier obstáculo detectado en cualquiera de los sectores genera una alarma visual de color rojo y una sonora de peligro. Así mismo, se indica el sector donde se ha detectado el objeto.
- iii) Zona de aviso. Se corresponde a la distancia comprendida entre 50 y 90 cm. La detección de un obstáculo en cualquiera de los sectores supondrá un aviso al usuario de precaución mediante una alarma visual de color amarillo. Así mismo, se indica el sector donde se ha detectado el objeto.
- iv) Zona de seguridad. Se corresponde a la distancia superior a 90 cm. Cualquier obstáculo que se encuentre en esta zona, se considera no peligroso por lo que no se genera ningún tipo de alarma.

El programa desarrollado gestiona la emisión alternada de ambos pares, controlando los tiempos de emisión con el intervalo de desvanecimiento de ecos importantes lejanos y recogiendo la información de distancia de ambos. Se limita la distancia máxima a 1,5 m., filtrando ecos espurios no confirmados y fijando las distancias-umbrales definidas anteriormente, pudiendo ser ajustables, para generar los dos tipos de salidas al usuario, una de aviso de objeto cercano (zona seguridad) y otra de alerta (zona de emergencia).

3.3. Pruebas

Se han realizado dos tipos de test, estático y dinámico, para determinar la fiabilidad en la medida de separación del objeto-sistema. El primer test ha consistido en detectar objetos en estático. Un voluntario ha posicionado un

objeto cilíndrico (\varnothing 3 cm) de manera aleatoria en 5 posiciones en frente del sistema. Se ha comprobado la distancia real y la distancia medida por los sensores, obteniéndose un error del 2,32%. El test dinámico ha consistido en que un usuario moviera el mismo objeto marcando una trayectoria circular frente al sistema, obteniendo esta vez un error de 3,37%.

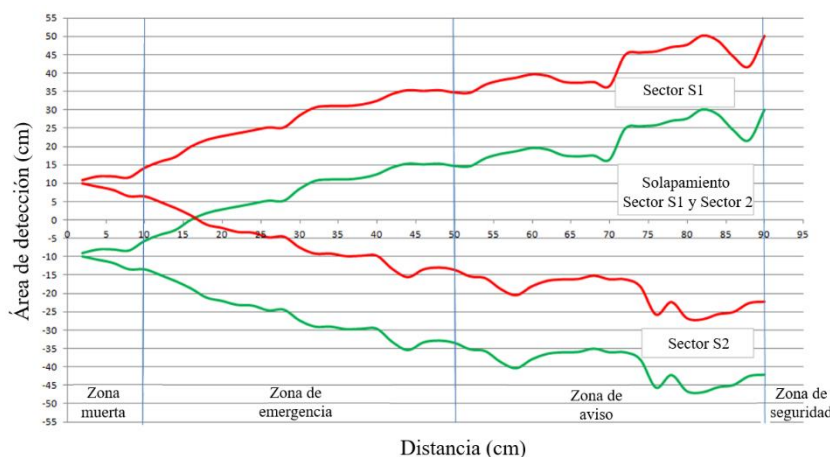


Figura 5. Sectores angulares y zonas de detección definidas para el sistema ultrasónico.

4. Conclusiones y trabajos futuros

En este trabajo, se presenta un sistema de detección de obstáculos que proporciona avisos sonoros y visuales al usuario para evitar posibles choques ante un obstáculo. El sistema está basado en un microcontrolador Arduino y dos sensores LV-MaxSonar MB1030, siendo, por tanto, un sistema de bajo coste. Se ha caracterizado el lóbulo principal del sensor, así como el número de sensores y la distancia de separación entre los mismos para lograr un área de detección frontal de 90 x 90 cm, lo que corresponde a una apertura de 60 grados.

El programa desarrollado calcula la distancia de separación entre sistema y objeto, así como la eliminación de espurios. Se ha caracterizado el sistema, definiendo 3 sectores angulares con 5 zonas de detección para detectar la posición del obstáculo y generar al usuario avisos sonoros y visuales progresivos en el caso de que el objeto se encuentre en un área cercana. De este modo, se logra que el usuario con tiempo suficiente pueda evitarlo. El error medido en la detección es inferior al 3,5% tanto para el objeto en movimiento como en estático. Por tanto, se considera aceptable para el objetivo marcado en este trabajo.

Actualmente, no existen soluciones comerciales que incluyan este tipo de sistemas de detección. Por lo que el sistema propuesto, diseñado de modo que pueda acoplarse de manera sencilla en cualquiera andador mediante una fijación 3D, puede representar una solución sencilla y fácil de implementar.

Como trabajo futuro, se integrará esta solución en un andador motorizado de modo que la señal de ultrasonido permita controlar los motores tractores del andador. De este modo, en caso de colisión el sistema pueda parar o actuar sobre las ruedas para evitar el obstáculo.

5. Referencias

- Rentschler, A. J., Cooper, R. A., Blasch, B., & Boninger, M. L. (2003). Intelligent walkers for the elderly: Performance and safety testing of VA-PAMAID robotic walker. *Journal of rehabilitation research and development*, 40(5), 423-432.
- Annicchiarico, R., Barrué, C., Benedico, T., Campana, F., Cortés, U., & Martínez-Velasco, A. (2008, July). The i-walker: an intelligent pedestrian mobility aid. In *ECAI* (Vol. 178, pp. 708-712).
- Morone, G., Annicchiarico, R., Iosa, M., Federici, A., Paolucci, S., Cortés, U., & Caltagirone, C. (2016). Overground walking training with the i-Walker, a robotic servo-assistive device, enhances balance in patients with subacute stroke: a randomized controlled trial. *Journal of neuroengineering and rehabilitation*, 13(1), 47.
- MaxBotics Inc, «maxbotics.com.» 2019. [En línea]. Disponible: <https://www.maxbotix.com>

C3D: DISPOSITIVO DE GENERACIÓN DE FEEDBACK SONOVISUAL EN TIEMPO REAL PARA TRATAMIENTOS DE REHABILITACIÓN FÍSICA

Gala González Barrios

Diplomada en Neurorehabilitación Transdisciplinaria (Universidad Museo Social Argentino)
gala.lucia.gb@gmail.com

Matías Napoli

Licenciado en Ciencias de la Comunicación Social (Universidad de Buenos Aires)
correomatiasnap@gmail.com

Resumen

El controlador es un dispositivo electrónico que funciona como una herramienta de asistencia terapéutica en tratamientos de pacientes con diagnósticos que abarcan desde neuropatologías con secuelas motoras hasta patologías genéticas. Es una esfera que cabe en la palma de la mano o puede ser adosada a cualquier parte del cuerpo. Asociado a otros dispositivos permite proyectar imágenes en cualquier superficie y generar sonidos a partir de movimientos realizados por el usuario/paciente. Esto permite construir la interfaz interactiva C3D que integra un enfoque lúdico creativo con la medición cuantitativa en tiempo real de múltiples variables a través de un software asociado. Al propiciar el diálogo entre la expresión artística y la salud introduce dos factores centrales en la sustentabilidad de todo tratamiento: motivación y retroalimentación.

Palabras clave

Dispositivo - Interfaces - Arte - Artes electrónicas - Performance - Discapacidad - Motivación - Feedback - Transdisciplina

1. Dispositivo controlador

El diseño técnico y conceptual del dispositivo controlador habilita la posibilidad de realizar experiencias inmersivas que establezcan un diálogo performativo entre lo biológico y lo tecnológico. El controlador, configurado para recibir datos y transformarlos en imágenes y sonidos programables, apelan a la creatividad de los pacientes en tratamiento. El desarrollo del controlador tiene como su antecedente principal y busca enriquecer la investigación realizada en la Universidad Estatal de Ohio¹.

2. Interfaz interactiva C3D

La utilización del controlador, conectado a otros dispositivos y en el marco de una experiencia inmersiva, surge la interfaz interactiva que denominamos C3D. La misma organiza un complejo espacio de interacción entre lo humano y lo tecnológico integrado por al menos tres interfaces:

- a) el paciente interactuando con dispositivo

¹ Whorten-Chaudhari, Lise y otros. A feasibility study using interactive graphic art feedback to augment acute neurorehabilitation therapy. Neurorehabilitation 33. Agosto 2013. pp. 481-493.

- b) el dispositivo interactuando con otros dispositivos conexos incluidos para realización de la experiencia inmersiva
- c) profesionales, pacientes y desarrolladores interactuando/dialogando en torno a la experiencia inmersiva

2.1. Dispositivos que entrenan el cuerpo hacia una reducción de afectos

La aplicación de nuevos dispositivos electrónicos en tratamientos imponen patrones y metas preestablecidas a los pacientes reduciendo potenciales movimientos, exploraciones físicas o tendencias gestuales que podrían abrir espacio a diferentes modos de habitar el cuerpo. Ejemplo de ello es la incorporación de videojuegos para recuperar movilidad.

2.2. La función del Arte en un proceso de rehabilitación

El controlador funciona como pincel digital, incluye diferentes grosores, recorridos, cromáticas, tipos de retroalimentación y memoria y entrega sonidos que se modifican dependiendo del movimiento del usuario. Al momento de la sesión el paciente se concentra en su creación acompañado por el terapeuta, lo cual puede habilitar preguntas, recuerdos, deseos, emociones diversas. La identidad del usuario es el centro de la interfaz.

3. Potencialidades del lenguaje artístico y de las artes electrónicas

El objetivo es poner en valor de la potencia deseante del paciente a través de un tipo de juego propio de las características personales del paciente, y por relación, del vínculo con su terapeuta. Se trata de rehabilitar desde la identidad y el interés por la expresión psicofísica del paciente.

4. Motivación y el problema de las herramientas

En nuestra investigación de campo hallamos como principal problema en las sesiones de kinesiología y estimulación cognitiva la falta de motivación en pacientes. Aunque estos se vinculan cotidianamente con nuevas tecnologías, en rehabilitación deban usar fotocopias, juegos de mesa en mal estado, que deban hacer movimientos repetitivos mirando a la pared. Por otro lado los profesionales no se imaginan usando otras herramientas y dinámicas de trabajo y no existen suficientes acercamientos al sector de la rehabilitación por parte de desarrolladores de tecnologías. Esos puentes inspiracionales y puntos de contacto están aún por hacerse en nuestro país.

5. Vocación transdisciplinaria

Creemos que el C3D apunta a la transdisciplinariedad porque obliga a todos los actores que participamos en su uso a integrar saberes y ampliar enfoques. Por ejemplo, hemos logrado que técnicos programadores, dedicados al campo del arte, piensen en aplicaciones en salud, así como proponemos a kinesiólogos que puedan pensar el cuerpo como algo más que un conjunto de mecánicas, y al paciente a entenderse como un todo.

RehabHand: prototipo para rehabilitación del miembro superior basado en aplicaciones virtuales

Angel Gil-Agudo^{1a}, María Álvarez-Rodríguez^b, Vicente Lozano-Berrio^b, Silvia Ceruelo-Abajo^a, Ana de los Reyes-Guzmán^b

^aServicio de Rehabilitación, Hospital Nacional de Paraplégicos (SESCAM), Finca La Peraleda, s/n, 45071, Toledo, España

^bUnidad de Biomecánica y Ayudas Técnicas, Hospital Nacional de Paraplégicos (SESCAM), Finca La Peraleda, s/n, 45071, Toledo, España

Resumen

Actualmente, hay un interés creciente en el uso de tecnología en el campo de la Neurorehabilitación con el objetivo de cuantificar y generar conocimiento acerca de los trastornos sensorimotores tras enfermedades neurológicas, entendiendo que la tecnología posee un elevado potencial para su uso como herramientas terapéuticas. Además, las enfermedades neurológicas producen en la mayor parte de los casos trastornos discapacitantes que perduran durante toda la vida del paciente afectando a su calidad de vida y participación social. En este contexto, se entiende que el proceso rehabilitador de los trastornos motores se debe extender más allá de la fase de ingreso hospitalario del paciente, siendo necesario involucrar tecnología de bajo coste en el proceso de rehabilitación con el objetivo de contar con soluciones tecnológicas que se puedan aproximar al domicilio del paciente. Así, el presente trabajo tiene por objetivo presentar el prototipo RehabHand que, basado en aplicaciones virtuales manipuladas por medio de Leap Motion Controller, se ha diseñado y desarrollado en el Hospital Nacional de Paraplégicos de Toledo para la rehabilitación de la destreza manipulativa de los miembros superiores en pacientes con afecciones neurológicas. Posteriormente, se realizará el estudio funcional y de usabilidad del prototipo en pacientes con lesión medular.

Palabras clave: Rehabilitación, miembro superior, trastornos neurológicos, realidad virtual, Leap Motion Controller.

1. Introducción

Actualmente, hay un interés creciente en el uso de tecnología en el campo de la Neurorehabilitación con el objetivo de cuantificar y generar conocimiento acerca de los trastornos sensorimotores tras enfermedades neurológicas, entendiendo que la tecnología posee un elevado potencial para su uso como herramientas terapéuticas (Shirota, 2019). Sin embargo, estas tecnologías, tanto la robótica como la basada en redes de sensores, no poseen actualmente una verdadera implantación en la práctica clínica diaria por varios motivos. Uno de ellos, de elevada importancia, es el elevado coste que poseen, que reduce su ámbito de aplicación únicamente al de los centros de rehabilitación especializados.

Por otro lado, las enfermedades neurológicas producen en la mayor parte de los casos trastornos discapacitantes que perduran durante toda la vida del paciente afectando a su calidad de vida, nivel de independencia en ejecución de actividades de la vida diaria y participación social. Un ejemplo, es la lesión medular cervical, que carece de un proceso curativo completo y en la que la fuerza residual de músculos parcialmente paralizados es un importante determinante para poseer independencia y funcionalidad en los miembros superiores (Yozbatiran, 2019). En este contexto, se entiende que el proceso rehabilitador se debe extender más allá de la fase de ingreso hospitalario del paciente, siendo necesario involucrar tecnología de bajo coste en el proceso de rehabilitación con el objetivo de contar con soluciones tecnológicas que se puedan aproximar al domicilio del paciente. Además, la tecnología unida al uso de aplicaciones virtuales permitiría la ejecución de ejercicios terapéuticos de la intensidad y número de repeticiones necesarias para inducir la neuroplasticidad, proporcionando las fuentes de feedback necesarias como para motivar y asegurar la adherencia del paciente a las tareas (Dimbwadyo-Terrer, 2016).

Así, el objetivo de este trabajo es presentar el prototipo RehabHand que, basado en aplicaciones virtuales manipuladas por medio de Leap Motion Controller (Leap motion), se ha diseñado y desarrollado en el

¹amgila@sescam.jccm.es, número de teléfono: (+34) 925 247137

Hospital Nacional de Paraplégicos de Toledo para la rehabilitación de los aspectos motores de los miembros superiores en pacientes con afecciones neurológicas.

2. Prototipo RehabHand

Este prototipo se ha diseñado y desarrollado mediante la participación colaborativa y coordinada de un equipo multidisciplinar de trabajo formado por médicos, terapeutas ocupacionales e ingenieros. A partir de los requisitos clínicos y necesidades en el paciente definidas por el personal clínico se han definido y desarrollado distintos entornos virtuales utilizando el motor de videojuegos Unity 3D. El contenido de las aplicaciones está orientado a lograr tareas funcionales completas que requieren la realización de gestos y movimientos del miembro superior y, en concreto de la mano, que son necesarios rehabilitar en el paciente para una mejora de la destreza manipulativa. Un ejemplo de estas aplicaciones se muestra en la Figura 1. El dispositivo de interacción con los entornos virtuales es el LMC.

Así, aspectos terapéuticos a trabajar dentro de las aplicaciones son distintos tipos de pinza, capacidad de agarre, prensión, coordinación bimanual, así como los movimientos de flexión-extensión de la muñeca y pronación-supinación del antebrazo.

Cada aplicación virtual está dotada de las fuentes de feedback visual y auditivo que necesita el paciente para apreciar su propia mejoría tras sesiones consecutivas. Aquellas que consisten en lograr el mayor número posible de objetivos en un tiempo determinado, como es la aplicación “Coger pétalos” mostrada en la Figura 1 (izquierda), disponen de una barra de progresión en la que se refleja el desempeño realizado relativo a un patrón de referencia formado por un grupo de personas sanas.



Figura 1. Aplicaciones virtuales manipuladas mediante Leap Motion Controller: aplicación “Coger pétalos” para trabajar distintas pinzas (izquierda) y “Laboratorio” para trabajar alcance y manipulación de objetos y pronación-supinación del antebrazo (derecha)

El desarrollo del prototipo dentro del Hospital Nacional de Paraplégicos ha permitido contar con pacientes con lesión medular desde las fases iniciales, permitiendo que el desarrollo sea de verdad un proceso iterativo. De esta forma ha sido posible proponer cuatro niveles de dificultad para cada aplicación virtual que suponen un compromiso entre la dificultad en sí de las tareas y las capacidades funcionales de los pacientes.

3. Resultados

Los resultados obtenidos hasta el momento se refieren a las pruebas realizadas en pacientes con lesión medular cervical dentro de las fases de desarrollo del prototipo, permitiendo así un desarrollo iterativo de las aplicaciones virtuales. Por tanto, a partir de las pruebas realizadas en pacientes con lesión medular cervical incompleta en el aspecto motor y sensitivo y en pacientes con lesión medular completa de nivel metamérico C5 o inferior, se pudo deducir la necesidad de adaptación de los entornos virtuales en determinados casos. Uno de ellos y más frecuente es aquel en el que el paciente no tiene preservada la capacidad de agarre y manipulación de objetos. En estos casos, se activa la opción de *autograsping* de forma que, al pasar por la localización del objeto virtual, éste se puede arrastrar permitiendo ejecutar la tarea de forma satisfactoria.

En la Tabla 1 se muestra la frecuencia con la que un paciente con Lesión Medular de nivel metamérico C3 ASIA C manipula los distintos niveles de dificultad de la aplicación “Coger pétalos” a lo largo de 6 sesiones

experimentales de aproximadamente 30 min cada una. También se muestra el resultado medio de un grupo de 4 personas sanas.

Tabla 1. Desempeño de un paciente con LM en la aplicación “Coger pétalos” comparado con un grupo de personas sanas (n=4)

Aplicación “Coger pétalos”	Paciente con LM (n=1)	Sanos (n=4)
Nivel 1		
Frecuencia	8 (0)	2 (1.41)
Pétalos	80 (0)	112.5 (52.74)
Flores	11 (0)	15.5 (8.02)
Nivel 2		
Frecuencia	2 (0)	2 (0.81)
Pétalos	78 (0)	95 (23.76)
Flores	12 (0)	14 (3.26)
Nivel 3		
Frecuencia	2 (0)	1.5 (0.57)
Pétalos	93 (0)	172.25 (61.19)
Flores	13 (0)	35.5 (30.01)
Nivel 4		
Frecuencia	1 (0)	5.75 (1.5)
Pétalos	80 (0)	205 (76.73)
Flores	11 (0)	30.5 (9.74)

A lo largo de las 6 sesiones experimentales realizadas, el desempeño de las personas sanas ha sido mayor en el nivel 4 de dificultad. Sin embargo, el paciente necesitó ejecutar más veces el nivel más sencillo para poder pasar a los niveles más avanzados y más complicados. El desempeño en cuanto a objetivos logrados ha sido menor por parte del paciente si se compara con el grupo de personas sanas. La duración de la aplicación en cada nivel de dificultad es de 5 min.

4. Conclusiones

En este trabajo se ha presentado el prototipo RehabHand consistente en un conjunto de aplicaciones virtuales dotadas de un sentido terapéutico, que se manipulan por medio del sensor comercial de bajo coste Leap Motion Controller. Este trabajo ha sido posible gracias al trabajo colaborativo de un equipo multidisciplinar que involucra médicos, terapeutas ocupacionales e ingenieros.

El siguiente paso, necesario para la puesta en práctica del prototipo, consiste en la realización de un estudio experimental con el objetivo de validar la funcionalidad y usabilidad del prototipo desarrollado. Se tratará de analizar si los niveles de dificultad propuestos son adecuados para los pacientes con afecciones neurológicas. Después, se realizará un estudio de validación clínica con el objetivo de analizar la efectividad de esta herramienta para el tratamiento de la función del miembro superior y de la destreza manipulativa. Para ello se propondrá el cálculo de variables que, medidas a partir de Leap Motion, proporcionen información relativa a la capacidad de agarre, número de pinzas ejecutadas, y la medición de recorridos articulares en los movimientos de flexión-extensión de la muñeca y pronación-supinación del antebrazo.

5. Referencias

Dimbwadyo-Terrer, I., Gil-Agudo, A., Segura-Fragoso, A., de los Reyes-Guzmán, A., Trincado-Alonso, F., Piazza, S., & Polonio-López, B. (2016). Effectiveness of the virtual reality system Toyra on upper limb function in people with tetraplegia: a pilot randomized clinical trial. *BioMed research international*, 2016.

Leap Motion Controller. <https://www.leapmotion.com/> (last accessed: 24/06/2019)

Shirota, C., Balasubramanian, S., & Melendez-Calderon, A. (2019). Technology-aided assessments of sensorimotor function: current use, barriers and future directions in the view of different stakeholders. *Journal of neuroengineering and rehabilitation*, 16(1), 53.

Yozbatiran, N., & Francisco, G. E. (2019). Robot-assisted Therapy for the Upper Limb after Cervical Spinal Cord Injury. *Physical Medicine and Rehabilitation Clinics*, 367 –384. <https://doi.org/10.1016/j.pmr.2018.12.008>

Agradecimientos

Este trabajo forma parte del proyecto de investigación “Plataforma de bajo coste para rehabilitación de los miembros superiores basado en Realidad Virtual”, con referencia DPI2016-77167-R financiado por MINECO en la convocatoria orientada a los Retos de la Sociedad 2016 de la Agencia Estatal de Investigación española, cofinanciada con fondos FEDER.

ENCUESTA A PACIENTES BAJO OXIGENOTERAPIA AMBULATORIA:

Sección Sueño y Oxigenoterapia AAMR – Buenos Aires

RESULTADOS PREELIMINARES

Autores: Terradillos F¹, Torres R¹, Masdeu M¹, Aguilar A¹, Meza A¹, Ciruzzi J², Codinardo C¹.

¹ Servicio Neumonología. Hospital Dr. I. Pirovano. Buenos Aires.

² Servicio Neumonología. Centro médico Rigano. Neuquén.

Introducción

En los últimos años en nuestro país los pacientes que realizan oxigenoterapia crónica domiciliaria disponen de fuentes portátiles para salir de sus domicilios, a vida de satisfacer necesidades médicas y sociales.

En forma paralela, la industria viene desarrollando fuentes de oxígeno portátil cada vez con mayor autonomía y menor dependencia de un proveedor de oxígeno como gas.

En un país como el nuestro, con grandes distancias entre ciudades, caminos con limitaciones estructurales, nieve o inundaciones, conllevan desafíos que involucran no sólo a los médicos en la selección adecuada de las fuentes portátiles de oxígeno a prescribir, sino a las empresas prestadoras de servicios de oxigenoterapia, afectando sus costos y logística.

Es por ello, que nos hemos propuesto analizar datos de la situación real de pacientes bajo oxigenoterapia ambulatoria con el objetivo de describir el estilo de uso domiciliario, tipo de dispositivos de oxígeno usados y características específicas de la ubicación del domicilio del paciente frente a su necesidad.

Materiales y métodos:

Se realizó una encuesta telefónica en Junio de 2017 a pacientes que se encontraban recibiendo oxigenoterapia crónica domiciliaria con dispositivo portátil de oxígeno, con al menos 6 meses de duración previo de uso residentes en Buenos Aires ó en Neuquén. Dicha encuesta fue realizada por personal de atención telefónica de una empresa de oxigenoterapia (VitalAire, Argentina) , que recibió entrenamiento específico por uno de los autores. Se recabaron el diagnóstico, fuente y flujo de oxígeno en uso y ubicación geográfica del domicilio del paciente en relación al centro de entrega de oxígeno ó equipo portátil.

Criterios de inclusión: Pacientes de cualquier edad y género, que se encontraban en domicilio bajo oxigenoterapia crónica domiciliaria con sistemas portátiles de oxígeno, durante al menos 6 (seis) meses de duración previa de uso.

Criterios de exclusión: Pacientes bajo oxigenoterapia crónica sin una fuente portátil de oxígeno y pacientes con uso de oxigenoterapia menor a 6 (seis) meses previos a la fecha de la encuesta.

Resultados

De un total de 203 pacientes encuestados, 84 pacientes eran mayores de 65 años (41% del total) y 108 pacientes de sexo masculino (53% del total). El diagnóstico principal fue EPOC en el 52%. En el 80% de los casos fue prescripto por un médico neumólogo o pediatra. Al 11% de los pacientes se les había realizado un test de marcha de 6 minutos previo a la indicación de oxigenoterapia. Del total de pacientes encuestados 134 (66%) utilizan mochilas reservorio con oxígeno líquido, 51 pacientes (25%) utilizan concentradores portátiles y 18 pacientes (9%) usan cilindros de oxígeno gaseoso portátil. En Neuquén se observó que un 50% de los pacientes encuestados vive a más de 50 km del centro de abastecimiento de equipos u oxígeno y de ellos un 78% utiliza concentrador portátil a diferencia de Buenos Aires donde solo un 7% del total de encuestados vive a más de 50 km del centro de abastecimiento y de estos un 80% utiliza concentrador portátil.

Además, se describieron las diferencias del entorno domiciliario entre aquellos pacientes que viven en la provincia de Neuquén, y aquellos que viven en Buenos Aires, así como los estilos de uso del oxígeno, horas de uso, y el flujo utilizado.

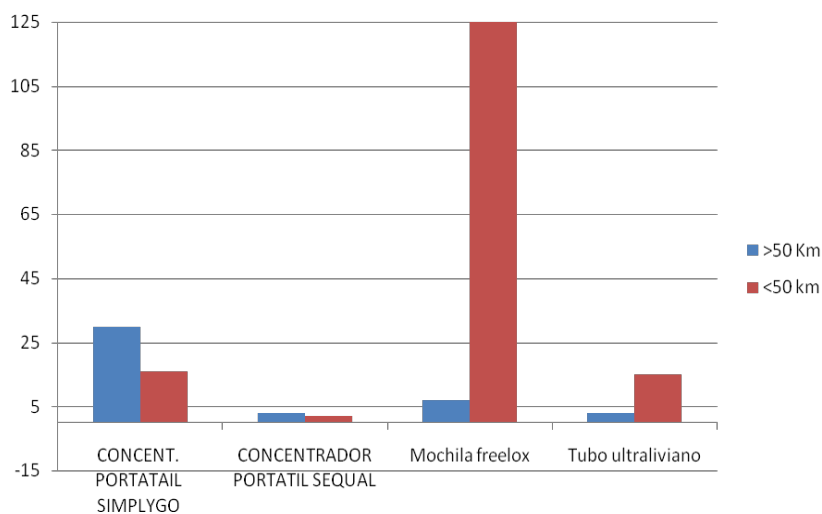


Tabla 1: Domicilio del paciente (a más de ó a menos de 50 km de distancia del centro de atención) versus preferencia de tipo de fuente portátil

Diferencias observadas entre pacientes que viven en Neuquén y aquellos que viven en Buenos Aries (AMBA)

En Neuquén, 32 pacientes de 63 analizados viven a más de 50 km del centro de abastecimiento de equipos ú oxígeno (50% del total). De ellos, 25 pacientes, un 78%, usan concentrador portátil de oxígeno. En cambio en Buenos Aires, sólo 10 pacientes de 140 analizados viven a más de 50 km del centro de abastecimiento (7% del total) . Aunque con similar porcentaje, 8 de 10, 80%, usan concentrador portátil de oxígeno.

ESTILO DE UTILIZACIÓN FUERA DEL DOMICILIO

Hemos clasificado las respuestas sobre el tiempo de uso fuera del domicilio de sistemas portátiles para oxigenoterapia entre las siguientes categorías:

1. Breves: Menos de 2 horas. Globalmente, el 17 % del total de los pacientes respondieron que el uso del sistema portátil le permite salir menos de 2 horas. El porcentaje de uso observado varió entre 14 % (mochilas de O2 líquido, 19 % (conc port), y 25 % (oxig gaseoso port).
2. Intermedias: Entre 2 a 5 horas. Globalmente , el 58 % del total de los pacientes respondieron que el uso del sistema portátil le permite salir entre 2 a 5 horas. Sin embargo, dicho porcentaje fue diferente entre 50 % (conc port) a 61% (mochilas de O2 líquido), y 56 % oxig gaseoso port.
3. Prolongadas: Más de 5 horas. Globalmente, el 17 % de los pacientes respondieron que el uso del sistema portátil le permite salir durante más de 5 horas. El porcentaje de uso observado varió entre 14 y 18 % del total.

Relación entre FLUJO ÓSETTING UTILIZADO y TIPO DE FUENTE PORTATIL

Se observaron diferencias entre los valores de dosis de oxígeno terapia (Setting ó Flujo de oxígeno) entre los sistemas prescritos que se analizarán específicamente.

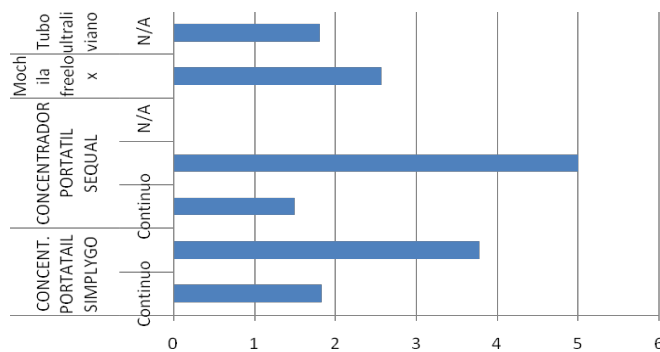


Tabla 2: Descripción comparativa entre modelos de sistemas portátiles de oxigenoterapia y flujo ó setting utilizado.

Discusión

La utilización de oxigenoterapia crónica domiciliaria se ha incrementado en las últimas décadas en todo el mundo, en respuesta a las innovaciones en tecnología, la necesidad en reducir gastos en salud en la gestión sanitaria y a la demanda de los pacientes.

Inicialmente, la entrega de oxígeno medicinal (Farmacopea Argentina) al 99% conllevó la necesidad de contar con fuentes reservorio de oxígeno gaseoso y/o líquido, con sistemas de flujo continuo. Dichos sistemas han servido para la mayoría de las investigaciones publicadas sobre el tema.

La disponibilidad de nuevos equipos para oxigenoterapia ambulatoria como los concentradores portátiles conllevan la necesidad de contar con nuevos estudios sobre su eficacia clínica y seguridad, ya que representan un herramienta terapéutica novedosa e independiente de logística de entrega domiciliaria de oxígeno, lo que en países de gran extensión territorial, representan una ventaja muy alentadora para los pacientes.

Así, se requerirán nuevas estrategias de titulación de oxígeno con estos dispositivos, en especial durante las actividades de la vida diaria, a fin de asegurar adecuada oxigenación continua y evitar las consecuencias de dicha limitación crónica.

En un estudio retrospectivo de 471 pacientes con hipoxemia en ejercicio del grupo que recibió tratamiento médico en el National Emphysema Treatment Trial (NETT) no se encontraron diferencias en la supervivencia entre sujetos que hubiesen sido tratados con oxígeno o sin él. Por ello, aunque la hipoxemia de esfuerzo en pacientes con EPOC o FPI que permanecen normoxémicos en reposo augura un mal pronóstico, no hay información prospectiva del efecto de la oxigenoterapia en la supervivencia de estos pacientes(1,2).

En nuestro medio, Jolly y cols (1) analizaron el impacto de la oxigenoterapia ambulatoria en 20 pacientes con EPOC con desaturación en el esfuerzo, sin hipoxemia en reposo. Observaron que los pacientes que recibieron oxígeno incrementaron la distancia recorrida en test de caminata y mejoraron sus índices de disnea. El oxígeno suplementario parece que mejora la capacidad de esfuerzo a corto plazo de pacientes con EPOC y enfermedades intersticiales que solo tienen hipoxemia con el ejercicio(2).

El mecanismo parece deberse a sus efectos sobre el patrón ventilatorio, como demuestra un estudio en el que el oxígeno suplementario aumentó la tolerancia al esfuerzo de resistencia, redujo la frecuencia respiratoria y la hiperinsuflación dinámica durante el ejercicio en pacientes con EPOC e hipoxemia leve. Es interesante señalar que la saturación de oxígeno cerebral disminuye durante el ejercicio en pacientes con desaturaciones durante el mismo(2) .

Recientemente, Sagrario Mayoralas y cols realizaron una encuesta a 1777 pacientes bajo OCD en Madrid, España, donde observaron que el 55% de los pacientes disponían de una fuente ambulatoria de oxígeno, la mayoría de ellos usaban un concentrador portátil (3).

Conclusiones

El uso de oxigenoterapia ambulatoria en pacientes con oxigenoterapia crónica domiciliaria permite al paciente mantener su vida laboral y social activa como así también formar parte de programas de rehabilitación respiratoria.

Esta encuesta intenta ser el abordaje inicial a la descripción de la situación real de uso de oxigenoterapia con fuentes portátiles en nuestro País. Del total de pacientes encuestados la mayoría utilizaba oxígeno líquido como sistema de elección mientras que aquellos que vivían a más de 50km del centro de distribución de oxígeno utilizaban concentrador portátil, lo que al menos en parte, podría justificarse debido al hecho por el que estos equipos funcionan en forma independiente de la provisión de oxígeno. Teniendo en cuenta que todos los sistemas portátiles de oxigenoterapia requieren titulación a través de alguna prueba que evalúe corrección de la desaturación en el esfuerzo, llama la atención que solo un 11% de los pacientes encuestados refería haber realizado un test de marcha de 6 minutos previo a la indicación de oxigenoterapia.

BIBLIOGRAFÍA CONSULTADA

1. Jolly EC, Di Boscio V, Aguirre L, Luna CM, Berenzstein S, GenéRJ. Effects of Supplemental Oxygen during Activity in Patients With Advanced COPD Without Severe Resting Hypoxemia .Chest 2001; 120(2): 437-443.
2. Díaz Lobato S, Mayoralas Alises S. Perfiles de movilidad de los pacientes con oxigenoterapia crónica domiciliaria. Arch Bronconeumol 2012; 48: 55-60.
3. Sagrario Mayoralas A, Catia C and Salvador Díaz-Lobato: A telephone-based survey of current trends, habits and beliefs in patients receiving portable oxygen therapy in Madrid, Spain ERJ Open Research 2019
4. Ortega Ruiza F, Díaz Lobato S, Galdiz Iturri JD, García Riod F, Güell Rouse R. Oxigenoterapia continua domiciliaria Norma Separ. Arch Bronconeumol 2014; 50(5): 185-20.
5. Rhodius E., Caneva J, Sivori M. Consenso Argentino de Oxigenoterapia Crónica Domiciliaria. MEDICINA (Buenos Aires) 1998; 58: 85-94
6. Codinardo C, Caneva J, y colbs. Recomendaciones sobre el uso de oxigenoterapia ambulatoria. RAMR 2018;Suplemento 1:1-13

**ENCUESTA TELEFÓNICA A PACIENTES BAJO OXIGENOTERAPIA CRONICA
DOMICILIARIA (CUESTIONARIO)**

DATOS PERSONALES:

- NUMERO DE PACIENTE encuestado: (1 a 200)
- NOMBRE DEL PACIENTE (SIGLAS):.....
- EDAD: AÑOS SEXO : M / F CIUDAD :FECHA:...../...../.....
- DOMICILIO A MAS DE 50 KM DE Centro Logístico () DOMICILIO A MENOS DE 50 KMS DE Centro Logístico ()
- El médico prescriptor es: MEDICO NEUMONOLOGO ()MEDICO GENERALISTA/CLINICO/OTRA ESPECIALIDAD ()

1. ¿Cuál es la FUENTE ESTACIONARIA DE OXIGENO que usa en su casa?

1. CILINDRO () CONCENTRADOR () LIQUIDO () FLUJO :.....LT/MIN

2. ¿Cuál es el FLUJO DE OXIGENO que usa en su casa?

FLUJO de O2 EN REPOSO :.....LT/MIN

FLUJO de O2 EN SUEÑO (AL DORMIR) :.....LT/MIN

3 . ¿Cuál es la FUENTE PORTÁTIL DE OXIGENO que usa?

CILINDRO () CONCENTRADOR PORTATIL () LIQUIDO ()

4. ¿Cuál es el FLUJO DE OXIGENO que usa con sistema portátil?

FLUJO de O2 EN LA MARCHA :.....LT/MIN

Si usa concentrador portátil,

5. ¿Cuál es el número de SETTING CONCENTRADOR PORTATIL PRESCRIPTO?:

6. ¿Cuál es el NOMBRE DEL SISTEMA PORTÁTIL : MARCA:..... y

MODELO :.....

7. ¿Su médico le realizó un TEST DE MARCHA ó CAMINATA DE 6 MINUTOS PARA EVALUAR EL SISTEMA PORTÁTIL DE O2? SI () NO ()

8. ¿Cuántas veces a la semana sale de su domicilio?

CERO () UNA A TRES () CUATRO A SEIS () MAS DE SIETE ()

9. Cuando sale , ¿Cuántas horas pasa fuera de su casa en promedio?

MENOS DE 2 HORAS () ENTRE 2 A 5 HORAS () MAS DE 5 HORAS ()

10. ¿El oxígeno alcanza para su uso durante el tiempo que está fuera de su casa?

SI() NO ()

11. ¿Cuál es la modalidad de uso del oxígeno?

A DEMANDA () MENOS DE 15 HORAS POR DIA () MAS DE 15 HORAS POR DIA ()

12. ¿Cuál es el diagnóstico de enfermedad respiratoria que motivó la necesidad de oxigenoterapia crónica domiciliaria?

EPOC () FIBROSIS PULMONAR () INSUFICIENCIA CARDIACA () NEOPLASIA ()

FIBROSIS QUISTICA () OTRA ()

NOMBRE Y APELLIDO DEL ENCUESTADOR:.....

TELEFONO DE CONTACTO DEL ENCUESTADOR:.....



9.

**INTERFACES
HOMBRE - MÁQUINA**

HUMAN-ROBOT INTERFACE FOR CARDIAC REHABILITATION BASED ON SOCIAL ASSISTIVE ROBOTICS

Nathalia Céspedes Gómez^a, Sergio Sierra^a, Luisa Fernanda Gutiérrez^b, Mónica Rincón-Roncancio^b, Carlos Andrés Cifuentes^a, Marcela Múnera^a

^aEscuela Colombiana de Ingeniería Julio Garavito, AK 45 (Autonorte) #205-59, Bogotá, Cundinamarca, ^bClínica Cardio Infantil Instituto de Cardiología, Cll 163a #13B-60, Bogotá, Cundinamarca.

Abstract

Cardiovascular diseases are the major cause of death worldwide, cardiac rehabilitation programs are dedicated to approach this problematic and reduce mortality due to the presence of a second event. However, low adherence and attendance to the therapies are a limitation in these programs. In this context, previous works have shown that Socially Assistive Robotics can be a tool to aid the patients gain motivation and enhance their therapeutic procedures. This work presents the development and technology acceptance study of a human-robot interface in Cardiac Rehabilitation scenario. Results showed positive impacts and acceptance towards the social robotic platform.

Keywords: social robotics, human-robot interface, cardiac rehabilitation.

1. Introduction

Currently, Social Assistive Robotics (SAR) is widely used in different types of applications (education (Short et al., 2014), home-based (Kidd & Breazeal, 2008), industry (Božek, 2013) and healthcare scenarios (Rabbitt, Kazdin, & Scassellati, 2015), showing have positive impacts and results. SAR can be defined as the intersection of Assistive Robotics (AR) and Socially Interactive Robotics which is the robotic field that addresses the assistance of people with disabilities. This assistance is provided by means of physical interaction (i.e., generate physical contact for example devices that assist mobility such as exoskeletons or smart walkers) (Feil-Seifer & Mataric, n.d.). Nevertheless, SAR is focus on the cognitive interaction and the development of robots and agents that commonly use features and resources (e.g., vision recognition, speech recognition and motion) that allowed them to measure and react to human behaviors as: emotions, communicative and gestural skills (Duffy, Rooney, Hare, & Donoghue, 1999) in a natural way. As the results of that human-robot interaction, different studies have shown the potential of SAR as a tool to enhance social skills (Wada & Shibata, 2007), increase the adherence, increase the motivation and improve users' performance (González, José Carlos, José Carlos Pulido, 2017; Matarić, Eriksson, Feil-Seifer, & Winstein, 2007; Rabbitt et al., 2015).

Considering the benefits of SAR, social robots can be integrated in Cardiac Rehabilitation (CR) to improve conventional therapies and aid patients to adhere to the rehabilitation procedures. In Cardiac Rehabilitation, only one third of patients participate in the programs (P A Ades, Waldmann, McCann, & Weaver, 1992; Philip A. Ades, 2004). For example, Iran and Australia figures suggest that only 15%-30% of patients participate in such programs (Sarrafzadegan et al., 2007; Worcester, Murphy, Mee, Roberts, & Goble, 2004). In Colombia the outlook is more critical, the latest data obtained since 2010, show that less than 10% of patients attend to CR programs (Anchique et al., 2009). CR is a medically supervised program designed to improve cardiovascular health for persons who experienced heart attack, heart failure, angioplasty or heart surgery (Leon et al., 2005). CR is a combination of physical activity, psychological support and educational programs, designed to improve patient's conditions. These programs are recognized as one of the most effective secondary prevention strategies to reduce the possibility of a cardiovascular disease.

In this context, this paper presents the development and validation of a socially assistive human-robot interface for CR. This interface integrates a sensory architecture designed to perceive the environment and a social robotic platform that allows the interaction with the user in the therapy context, by means of giving motivational and performance feedback. The validation of the interface is divided in two main parts: (1) the reliability of the system quantitative measured and (2) the acceptance and perception of the patients towards the Human-Robot interface.

2. Methodology

2.1. Human-robot interface architecture

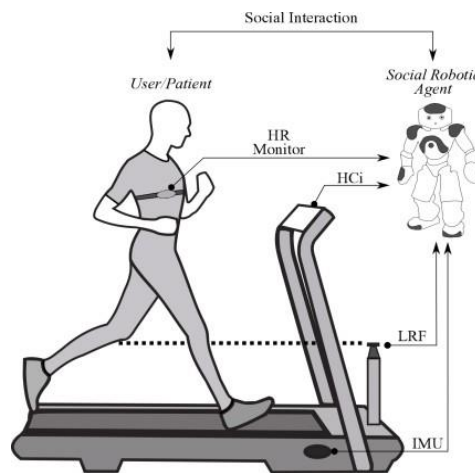


Figure 1. Human-robot interface set-up for Cardiac Rehabilitation

The system is composed of three main parts: (i) a *sensor interface* that integrates and process the measurements provided by the heart rate monitor, IMU, camera and laser devices, (ii) a *graphical user interface* used to display the data of the therapy (e.g., Borg Scale delivered by the user, spatio-temporal gait parameters and heart rate) and (iii) a robot model described by a finite state machine (FSM) to achieve the interaction with the user.

The robot model was developed based on previous observations did at the Fundación Cardio Infantil Instituto de Cardiología. In order to achieve the requirements of the system, the behaviours of the robot were chosen to support the medical staff tasks (e.g., give motivation to the patient, monitor and assist the performance of the session). Regarding these considerations, the FSM architecture includes the following states: *Initial state*, in this state the robot introduce itself to the patient and gives an explanation of the tasks it would support through the therapy; *Monitoring state* which is constantly activated state as its main objective is to analyze the data, take the decisions and trigger another state (e.g, give motivation to the patient, correct the posture and ask the exertion perceived during the exercise); *Warning state*, triggered when the data reaches critical values depending on the physical profile of the patient (i.e., high borg scale and heart rate). A confirmation from the patient is requested in order to validate the data, if the patient ratify, he/she is right the FSM returns to the *monitoring state*, otherwise the system enters to the *Emergency state*. The *Emergency state* activates a behaviour where the robot calls the doctor so the patient could be assisted by the medical staff. In this case, to stop the behavior the health professional has to touch the tactile sensor of the robot's head to either continue on the *Monitoring state* or stop the therapy (*Shutdown state*).

2.2. Clinical protocol

This clinical study was designed to evaluate the system's effect in terms of patient's physiological conditions as well as the interaction between the user and the social robot. For this purpose, a longitudinal study is conducted, considering two groups: *Control group* and an *Intervention group*. A total of 6 cardiac rehabilitation patients (age: M 58 SD 3.9 years old) of phase II took part of the experiments.

2.3. Perception study

The perception study seeks to evaluate patients' perception and attitudes towards a socially assistive robot incorporated in the phase II of the CR program at FCI-IC. Aiming to achieve this goal, a questionnaire based on the model proposed by Heerink et al (Heerink, Kröse, Evers, & Wielinga, 2009) is conducted. This model evaluates acceptance of the robot as a cardiac therapy assistant in different dimensions (i.e., Utility/Advantages (U/A), Usefulness (U), Perceived utility (PU), Safety (S) among others). A total of 62 rehabilitation patients (age: M 58 SD 3.9 years old) of phase II performed the questionnaires.

3. Results and Discussion

The results section presents the relevant data recollected. For the purpose of evaluate the effect of the robot over the cardiovascular functioning, the heart rate recovery ($Heart\ rate_{training} - Heart\ rate_{1\min\ post-training}$)

measurement was analyzed during 4 sessions which represent the time flow of the phase II in Cardiac Rehabilitation (the sessions were recommended by the clinicians). As shown in Figure 2, the heart rate of recovery was analyzed for both groups, the graphics showed the progress of 6 patients (3 control, 3 assisted by the robot). To each curve a linear tendency was calculated in order to see the slope of the curve, this slope represent how the patient improve or reduce the performance during the phase II of rehabilitation. For the robot group the slope values are higher that the values for the control group and they tend to increase during the sessions. Additionally, in the control group two patients decreases its performance during the rehabilitation, patient 1 who slightly decrease his recovery rate during the rehabilitation and patient 3 who have the lowest recovery value on the session 24.

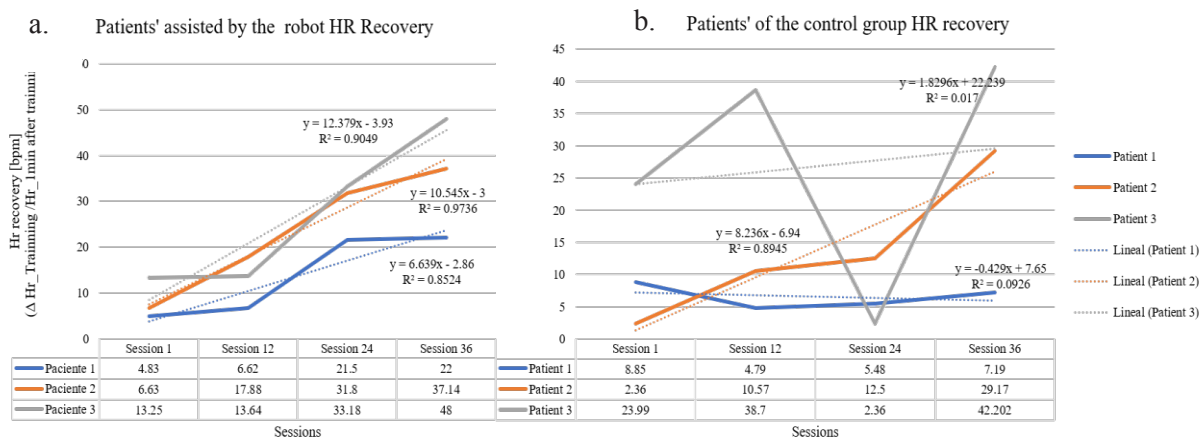


Figure 2. Heart Rate recovery measurement during 36 session of Cardiac Rehabilitation. (a) HR measured for the patients' assisted by the robot (i.e., behaviours for motivational, correctional, warning and emergency states). (b) HR measured for the control group where the sensor interface is monitoring without the robot assistance.

These results can initially show the positive influence of the robot thanks to its behaviors. Considering that the robot continuously monitors and motivate the patient to improve the activity made during the session, it is possible that the patient wants to achieve a higher goal each session due. Also, the researchers observe that the patients feel more secure when they use the robot, this may happen due to the announcements given by the robot if an emergency occurs. However, a statistical test must be applied to this data and a larger number of patients must be analyzed.

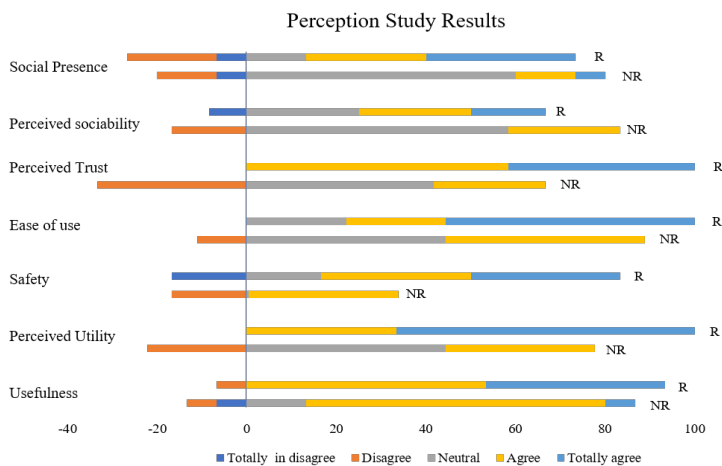


Figure 3. Results of the perception study performed by 6 patients (3 assisted by the robot (R) and 3 control (NR)).

The perception study developed was useful to know the acceptance of the social robot as a tool in cardiac rehabilitation study. In order to compare the perception of the patients, the UTAUT questionnaire was applied to both groups, founding interesting results. Figure 3 shows the results of the perception study regarding the several constructs proposed in the UTAUT model, an important difference can be seen at the perceived utility (PU) and perceive trust (PT). In this case the control group has a mayor negative percentage in both cases, this can be due to the lack of experience and knowledge of the robot behaviors and tasks. During the interview with the control participants, several comments such as: "I don't want that therapists being replaced" or "I prefer the human assistance", this event is normal as the elderly people tend to see the robot as a replacement tool. However, for the

patients who already use the robot, the responses were positive as they think the robot was constantly aware of their performance and the adverse events (different for the conventional therapy). A common result in both groups, was the social presence (SP) and the perceived sociability (PS). Both groups think that the robot has to have more sociable cues as it can be turn to repetitive. Regarding this point of view, in a future work, strategies for span the time of the human-robot relationship will be developed and analyzed.

4 Conclusions

This work presents the integration of a human-robot interface based on social assistive robotics for Cardiac Rehabilitation. The results for both (qualitative and quantitative assessments) show positive information regarding the use of the social robot. In the case of the heart rate recovery the patients assisted by the robot showed initially a better recuperation, and a higher acceptance of the technology. However, a study and analysis with a greater number of patients must be performed to obtain significant results.

5 References

- Ades, P A, Waldmann, M. L., McCann, W. J., & Weaver, S. O. (1992). Predictors of cardiac rehabilitation participation in older coronary patients. *Archives of Internal Medicine*, 152(5), 1033–1035. Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/1580707>
- Ades, Philip A. (2004). Secondary Prevention of Coronary Heart Disease in Patients With Coronary. *The New England Journal of Medicine*, 345(12), 892–902.
- Anchique, C. V, Orduz, J. P., Briceño, C. F., Espejo, S., Barrera, S., & Reyes, P. (2009). Características de los programas de rehabilitación cardiaca en Colombia. *Revista Colombiana de Medicina Física y Rehabilitación*, 19(1), 21–29. Retrieved from <http://www.revistacmfr.org/index.php/cmfr/article/view/42>
- Duffy, B. R., Rooney, C. F. B., Hare, G. M. P. O., & Donoghue, R. P. S. O. (1999). What is a Social Robot? *Computer*, 1–3.
- Feil-Seifer, D., & Mataric, M. J. (n.d.). Socially Assistive Robotics. *9th International Conference on Rehabilitation Robotics, 2005. ICORR 2005.*, 465–468. <https://doi.org/10.1109/ICORR.2005.1501143>
- González, José Carlos, José Carlos Pulido, F. F. (2017). A three-layer planning architecture for the autonomous control of rehabilitation therapies based on social robots. *Cognitive Systems Research*, 43, 232–249. <https://doi.org/10.1016/J.COGSYS.2016.09.003>
- Heerink, M., Kröse, B., Evers, V., & Wielinga, B. (2009). *Measuring acceptance of an assistive social robot: a suggested toolkit*. 528–533.
- Kidd, C. D., & Breazeal, C. (2008). Robots at home: Understanding long-term human-robot interaction. *2008 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems, IROS*, 3230–3235. <https://doi.org/10.1109/IROS.2008.4651113>
- Leon, A. S., Franklin, B. A., Costa, F., Balady, G. J., Berra, K. A., Stewart, K. J., ... Lauer, M. S. (2005). Cardiac rehabilitation and secondary prevention of coronary heart disease: An American Heart Assoc. scientific statement from the Council on Clin. Cardiol. (Subcommittee on Exercise, Cardiac Rehabil., and Prevention) and the Council on Nutr., Phys. Activi. *Circulation*, 111(3), 369–376. <https://doi.org/10.1161/01.CIR.0000151788.08740.5C>
- Mataric, M. J., Eriksson, J., Feil-Seifer, D. J., & Winstein, C. J. (2007). Socially assistive robotics for post-stroke rehabilitation. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 4(1), 5. <https://doi.org/10.1186/1743-0003-4-5>
- Rabbitt, S. M., Kazdin, A. E., & Scassellati, B. (2015). Integrating socially assistive robotics into mental healthcare interventions: Applications and recommendations for expanded use. *Clinical Psychology Review*, 35, 35–46. <https://doi.org/10.1016/j.cpr.2014.07.001>
- Sarrafzadegan, N., Rabei, K., Shirani, S., Kabir, A., Mohammadifard, N., & Roohafza, H. (2007). Drop-out predictors in cardiac rehabilitation programmes and the impact of sex differences among coronary heart disease patients in an Iranian sample: a cohort study. *Clinical Rehabilitation*, 21(4), 362–372. <https://doi.org/10.1177/0269215507072193>
- Short, E., Swift-Spong, K., Greczek, J., Ramachandran, A., Litoiu, A., Grigore, E. C., ... Scassellati, B. (2014). How to train your DragonBot: Socially assistive robots for teaching children about nutrition through play. *IEEE RO-MAN 2014 - 23rd IEEE International Symposium on Robot and Human Interactive Communication: Human-Robot Co-Existence: Adaptive Interfaces and Systems for Daily Life, Therapy, Assistance and Socially Engaging Interactions*, 924–929. <https://doi.org/10.1109/ROMAN.2014.6926371>
- Wada, K., & Shibata, T. (2007). Living With Seal Robots—Its Sociopsychological and Physiological Influences on the Elderly at a Care House. *IEEE Transactions on Robotics*, 23(5), 972–980. <https://doi.org/10.1109/TRO.2007.906261>
- Worcester, M. U. C., Murphy, B. M., Mee, V. K., Roberts, S. B., & Goble, A. J. (2004). Cardiac rehabilitation programmes: predictors of non-attendance and drop-out. *European Journal of Cardiovascular Prevention & Rehabilitation*, 11(4), 328–335. <https://doi.org/10.1097/01.hjr.0000137083.20844.54>

Control Repetitivo Aplicado a un Robot Social para Interacción con Niños con el Trastorno del Espectro Autista

Rogério Passos do A. Pereira^{1a}, Carlos Valadão^{2a}, Eliete Caldeira^{3b},
José Leandro F. Salles^{4b}, Teodiano Bastos-Filho^{5a,b}

^a Posgrado en Ing. Eléctrica, *Universidade Federal do Espírito Santo*, Vitória, Brasil

^b Departamento de Ing. Eléctrica, *Universidade Federal do Espírito Santo*, Vitória, Brasil

Resumen

El robot N-MARIA (“*New-Mobile Robot for Interaction with Autistics*”) es un robot desarrollado en la Universidade Federal do Espírito Santo, Brasil, para asistir y interactuar con niños autistas. Para implementar los distintos tipos de interacción y comportamiento del robot son necesarios varios controladores, como el controlador repetitivo, el controlador de orientación y posición y el controlador fundamentado en la formación líder-seguidor. En este artículo, el controlador repetitivo es conectado a un controlador proporcional-integral (PI) y este sistema es utilizado para implementar el modo “juego” utilizando un *setpoint* periódico para permitir la aproximación y alejamiento del robot respecto al niño. Esta configuración logra un error hasta cero cuando hay un *setpoint* periódico. Experimentaciones muestran que el error de seguimiento de trayectoria de un control que utiliza el controlador PI conectado al controlador repetitivo (*plug-in*) es más pequeño que un control basado solamente en el controlador PI.

Palabras clave: robótica, autismo, controlador repetitivo, *setpoint* periódico

1. Introducción

La robótica asistida ha tenido mucha atención por su uso en asistir personas con distintos trastornos (Tapus, Mataric e Scassellati, 2007; Feil-Seifer e Mataric, 2011). El robot N-MARIA (“*New-Mobile Robot for Interaction with Autistics*”) posee varios modos para interactuar con niños autistas y, para eso, son utilizados varios tipos de controladores, entre ellos el controlador PI conectado al controlador repetitivo (*plug-in*), utilizado en este artículo. Este controlador fue utilizado para el modo “juego”, donde el robot se aproxima y se aleja del niño, en otras palabras, el robot sigue un *setpoint* periódico. Por medio de este sistema de control, fue posible mover el robot con error de trayectoria tendiendo a cero, trayendo una seguridad aún mayor para la interacción con niños autistas.

Para generar el movimiento repetitivo del modo “juego” fueron probados dos controladores, el PI clásico solo y el PI con el repetitivo, siendo que este último se mostró más eficiente logrando disminuir mejor el error de seguimiento de trayectoria a lo largo del tiempo.

2. Materiales y métodos

El robot N-MARIA, Figura 1a, posee una estructura lúdica atractiva para los niños con trastorno del espectro autista (TEA). Además, el robot tiene una plataforma móvil, Figura 1b, construida sobre un robot Pioneer 3-DX (Adept/Omron), cámaras y sensores láser, de toque y de fuerza. La programación del robot fue desarrollada en lenguaje C. El rostro el robot tiene un *tablet* para exhibir expresiones faciales. Más detalles acerca del desarrollo, programación, modelo matemático y experimentos realizados con este robot y su versión anterior pueden ser vistos en las referencias (Goulart, 2015) y (Binotte, 2017).

¹rogeriop@ifes.edu.br, ²carlostvaladao@gmail.com, ³eliete.caldeira@ufes.br, ⁴jleandro@ele.ufes.br,

⁵teodiano.bastos@ufes.br



Figura 1 - (a) Robot N-MARIA (b) Plataforma móvil (Pioneer 3-DX)

El control repetitivo se fundamenta en el principio del modelo interno (PMI) (Cuiyan L., Dongchun Z., Xianyi Z., 2014). En este artículo, el controlador fue implementado en forma discreta, con el *setpoint* senoidal para permitir así la aproximación y el alejamiento cíclico del robot respecto al niño, con el mínimo de error de seguimiento de trayectoria. Como este controlador tiene como base la técnica PMI, es necesario insertar el modelo del *setpoint* periódico dentro del controlador.

Para la obtención del modelo discreto del *setpoint* periódico $G_P(z^{-1})$, se utiliza el operador en tiempo discreto $Z = e^{-st_s}$, donde $N = T/t_s$ es el valor que define cuantas veces el periodo T es más grande que el intervalo entre dos muestras, representado por t_s (*time sampling*). Con eso, se llega a la ecuación (1), que representa el modelo del *setpoint* periódico:

$$G_P(z^{-1}) = \frac{z^{-N}}{1 - z^{-N}} \quad (1)$$

La ecuación del controlador repetitivo puede ser obtenida incorporando el modelo del *setpoint*, ecuación (1), en el controlador, obteniéndose la ecuación (2), donde C_{RP} es el gain del controlador repetitivo:

$$G_{RP}(z^{-1}) = C_{RP} G_P(z^{-1}) \quad (2)$$

Para llegar a la ecuación que representa la señal del controlador (u_{RP}) es aplicada la transformada Z inversa en la ecuación (2), obteniéndose la ecuación (3), donde k es el instante de la muestra y N es el número de muestras en un periodo:

$$u_{RP}(k) = C_{rp} e(k - N) + u_{RP}(k - N) \quad (3)$$

La topología implementada fue del tipo *plug-in*, Figura 2, donde la señal de control u_c , de un controlador principal ($G(z)$), en este caso PI, ya existente, es sumado a la señal del controlador repetitivo u_{RP} , lo que resulta en la señal u ($u = u_c + u_{rp}$), que es aplicada a la planta. Así, el controlador PI es responsable por la estabilización del proceso, por eso es proyectado para una rápida respuesta, mientras que el repetitivo actúa con el objetivo de establecer un error nulo en régimen permanente para el *setpoint* periódico.

En esto artículo fue implementado el control repetitivo convencional, pues alcanzó buenos resultados prácticos. Sin embargo, con el objetivo de mejorar la estabilidad del sistema se puede adicionar filtros en la parte repetitiva, como mostrado en (Gnoatto, 2011).

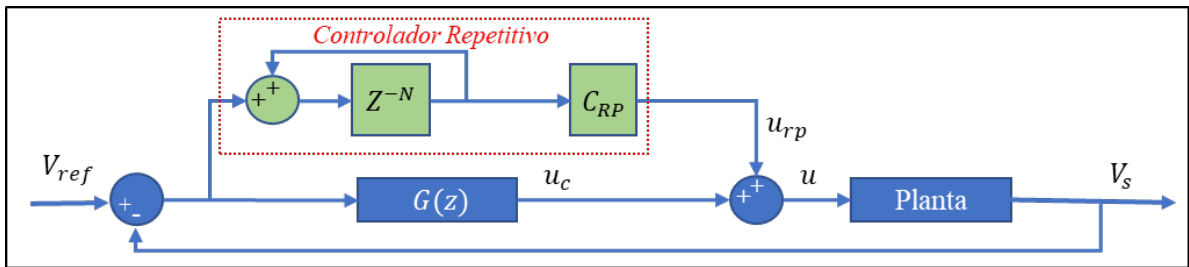


Figura 2 - Controlador repetitivo es conectado a un controlador principal (*plug-in*).

3. Pruebas y resultados

Para la evaluación del sistema robótico, experimentos fueron hechos en simulación y con el robot real. El comportamiento del robot utilizando la configuración *plug-in*, formado por el controlador PI principal junto al controlador repetitivo, presentó un error de trayectoria menor que utilizando apenas el controlador PI, como exhibido en los resultados, Figura 3. El error del controlador PI solo se mantuvo de forma cíclica, Figura 3a, mientras el error del controlador PI con el repetitivo empezó a disminuir después de algunos ciclos, Figura 3b, representando una ventaja de la configuración *plug-in*.

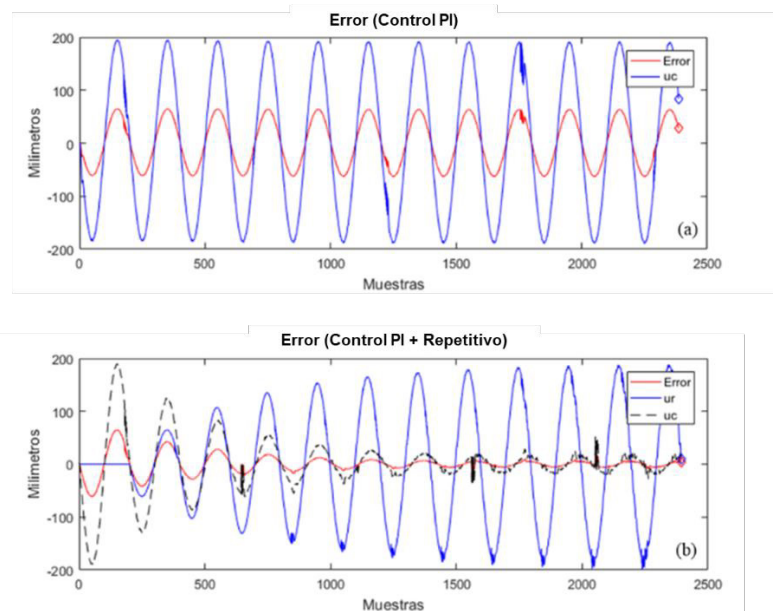


Figura 3 – Comparación de la señal del error con el uso exclusivo del controlador PI (a) y del sistema con controlador repetitivo conectado con el controlador PI, es decir, la configuración *plug-in* (b).

4. Conclusiones

En el modo “juego”, el robot N-MARIA utiliza un controlador repetitivo conectado a un PI, configuración que logró una mejor reducción del error del seguimiento de trayectoria con un *setpoint* cíclico, como se muestra en las pruebas. Aunque el controlador PI solo mantenga el error acotado, la configuración *plug-in* logra eliminarlo con el transcurso del tiempo.

5. Referencias

Tapus, A., Mataric, M. J. and Scassellati, B. (2007). Socially assistive robotics [Grand Challenges of Robotics]. IEEE Robotics & Automation Magazine, Vol. 14, No. 1, pp. 35-42.

Feil-Seifer, D. and Mataric, M. J. (2011). Socially Assistive Robotics. IEEE Robotics & Automation Magazine, Vol. 18, No. 1, pp. 24-31.

Li Cuiyan, Zhang Dongchun and Zhuang Xianyi, "A survey of repetitive control," 2004 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems (IROS) Sendai, 2004, pp. 1160-1166 vol.2.

Goulart, Christiane, et al. "MARIA: um robô para interação com crianças com autismo." XII Simpósio Brasileiro de Automação Inteligente (SBAI) (2015): 557-562.

Binotte, Vinicius, et al. "Estratégias de controle de robô social para interação com crianças com transtorno do espectro autista." XIII *Simpósio Brasileiro de Automação Inteligente (SBAI)*, Porto Alegre, 2017.

Gnoatto, Claudio Lucas. *Estratégias de controle repetitivo para aplicação em sistemas de alimentação ininterrupta de energia*. MS thesis. Universidade Tecnológica Federal do Paraná, 2011.

A Novel Multimodal Human-Robot Interaction for Walker-Assisted Gait: Merging an Admittance Controller and a Deep Learning Approach

Wandercleyson M. Scheidegger^a, Ricardo C. de Mello^a, Sergio D. Sierra M.^b, Mario F. Jimenez^c,
Marcela C. Múnera^b, Carlos A. Cifuentes^b and Anselmo Frizzera-Neto^a

^aElectrical Engineering Graduate Program, Federal University of Espírito Santo, Vitória, Brazil;

^bBiomedical Engineering Department, Colombian School of Engineering Julio Garavito, Bogotá D.C., Colombia;

^cBioengineering Graduate Program, El Bosque University, Bogotá D.C., Colombia;

Abstract

Within individuals with reduced muscle strength and effort capacity in upper limbs using smart walkers, estimating motion intentions through interaction forces is a challenging task. Therefore, it is necessary to leverage multiple modes of interaction to ensure proper assistance. This work presents a novel multimodal human-robot interaction system based on integrating admittance controllers and non-invasive interfaces to extract motion intentions in a smart walker.

Keywords: rehabilitation robotics, human-robot interaction, smart walker

1. Introduction

According to the World Health Organization (WHO), the growing global population over 60 years and the rise in noncommunicable diseases (e.g. stroke and cardiovascular diseases) are becoming an important rationale for the development of assistive technologies [1]. Health conditions associated with aging are often related to sensory-motor, cognitive, and mobility impairments, thereby hampering individuals' functioning and independence. In this sense, several assistive products (e.g. canes and wheelchairs) have been deployed to retain and provide the affected locomotion capacities.

The introduction of robotics concepts into assistive devices allowed researchers to invest in more effective ways to assess patient state and to leverage the rehabilitation processes [2]. Similarly, these new capabilities allow the overcoming of issues related to conventional devices, such as falls prevention, safety, natural balance, and users' energetic costs. For instance, smart walkers integrate electronics, sensors, and actuators providing biomechanical monitoring, cognitive and sensory assistance, as well as, control strategies for efficient and safe interaction [3]. Smart walkers can also leverage multimodal interfaces to interact with individuals to detect motion intentions based on physical interaction forces between them and the device [2].

The estimation of interaction forces in patients with loss of muscle strength and reduced effort capacity in upper limbs might pose a challenging task. Therefore, the design and development of a novel multimodal interaction interface are presented in this work. This study is aimed at fusing a widely implemented user interaction approach based on admittance controllers, with an image processing technique for user's intention estimation.

2. System Description

The proposed system integrates multiple interfaces to provide proper interaction between a user and a smart walker. As this study focuses on mobility impaired individuals that may not present even force patterns on both upper limbs (e.g., post-stroke hemiparetic individuals), conventional approaches based only on physical interaction are not ideal. Instead, a gait monitoring system, a haptic interface, and a head

monitoring system are integrated to provide to impaired users full control over the walker displacement. The main blocks composing this system can be listed as:

Gait Monitoring System (GMS): A laser range finder sensor is used for detecting the user's lower limbs and its position regarding the smart walker. The system uses the DBSCAN clustering algorithm to group the laser points and identify each leg. According to the distances measured, this system is responsible for suggesting changes in the walker's linear velocity. This is done to maintain the relative distance between user and walker. Furthermore, given the position of each leg, a Weighted Fourier Linear Combiner filter extracts the gait cadence and user's linear velocity.

Haptic Interface System (HaIS): Triaxial force sensors placed under the smart walker's handles are used to measure the interaction forces between user and walker [4]. The information gathered by the *Gait Monitoring System* is used to filter the force signals to remove natural oscillations that happens during the gait. The filtered signal is used as the input of an admittance controller and the user's movement intentions are then converted into velocity suggestions [7].

Head Monitoring System (HeMS): This system is used to give to the user the ability of actively steering the smart walker in cases where the *Haptic Interface System* alone would not be suitable [5]. A camera pointing towards the face of the user is used to estimate the orientation of the user's head with respect to the walker. The images captured by the camera are processed using a deep learning approach: a landmark detection algorithm is used to identify the face and estimate the horizontal angle between the normal vector of the user's face plane and the smart walker. Given the difference between the user's face orientation and the walker's orientation, this system suggests changes in the angular velocity to steer the walker in the direction of the user's commands.

Human-Robot Interaction Control (HRI Control): This block is used to control the velocities of the Smart Walker. The block is divided into three other subsystems:

Formation Control: The Formation Control subsystem generates the reference linear velocity according to a multi-layer control strategy for a leader-follower formation [6].

Angular Velocity Generation: This subsystem receives the angle from the *Face orientation Module* and according to how long the user's face remains in a certain position, the angular velocity increases exponentially, as described in the proposed equation for angular velocity:

$$\omega_r = \alpha \left(1 + \tanh \left(\frac{\beta t_{\theta_d}}{\gamma} \right) \right) \text{sign}(\theta_d) \quad (1)$$

where α , β , and γ are tuning parameters, t_{θ_d} is the time that user's face remained in current position, and is a discrete value which is positive if the user's is facing the left, negative if right, and zero otherwise. Also, the block receives the intention of user movement θ'_f from the *Admittance Control Module*.

Velocity Supervisor: An adaptive algorithm is used to weight the velocity suggestions from the other systems. The output of this algorithm is the actual walker's velocity. Specifically, a fuzzy control law is used to determine the most suitable velocity decision. The angular velocity reference receives from the subsystem *Angular Velocity Generation*, contains the suggestions of angular velocities based on the intention of moving from both interactions human-robot. This supervisor also receives the information of balance or unbalance from the user's forces applied. If the unbalance is confirmed, the fuzzy control law defines the angular velocity from the Head Monitoring System as mandatory.

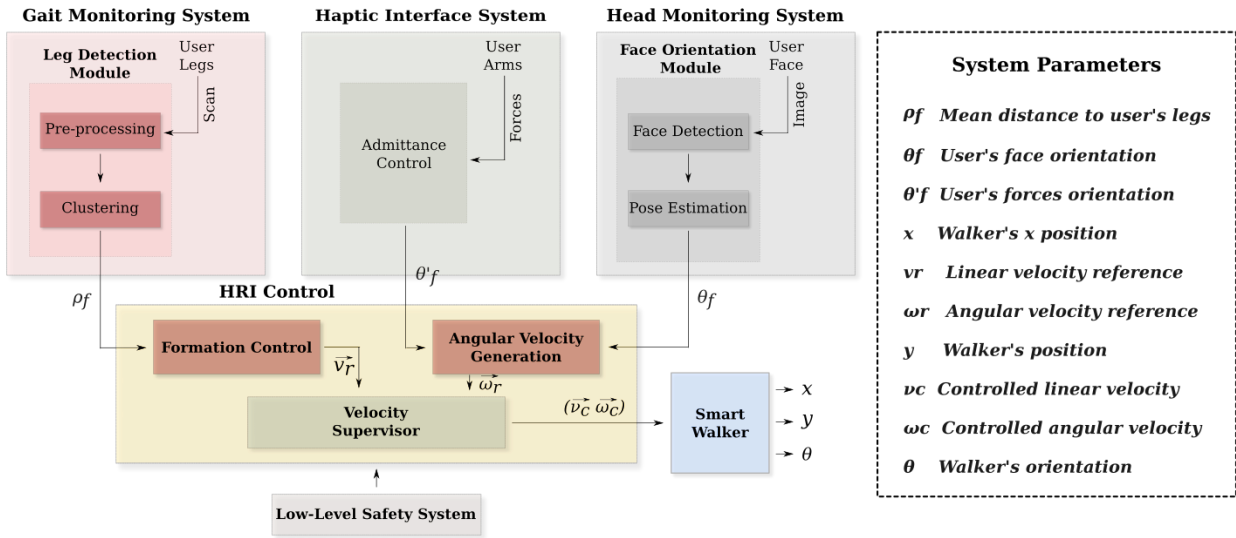


Figure 1. System's Block Diagram.

3. Methodology

Each of the described systems have been implemented and independently tested in a research robotic platform Pioneer LX (Omron, USA) that emulates a smart walker. Similarly, the HaIS, the HeMS, and the GMS were integrated in the HRI Control Module (See Figure 1). Under this module, three control strategies were proposed for the angular velocity generation: (1) *Cognitive mode*, where HeMS controlled the angular velocities, (2) *Physical Mode*, where the HaMS controlled the angular velocities, and (3) *Shared Mode*, where the angular velocity control was equally shared between the *cognitive* and the *physical* mode. The experimental procedure consisted of a path following task, where the reference trajectory was formed by a Lemniscate of Bernoulli curve defined by a parameter $a = 2m$. One healthy volunteer performed one trial under each control strategy. These trials were intended to evaluate the behavior of the complete HRI control (i.e., Leg Detection, Admittance Control and Face Orientation modules) simultaneously working.

4. Results and Discussion

The subject completed the trials without difficulties and managed to interact with the smart walker, following the indicated path using the three control strategies. Figure 2 shows the odometry plots and the reference path under each control strategy. In order to assess the performance under each trial, the Kinematic Estimation Error (KTE), shown in Eq. 2 [8], was calculated:

$$KTE = \sqrt{|\epsilon|^2 + \sigma^2} \quad (2)$$

where $|\epsilon|^2$ is the mean square of the errors between the predetermined path and the followed path by the smart walker, and σ^2 is the variance of this data. Thus, KTE also increases with the increase of variance. Specifically, a value of 0.0831 m was obtained under the physical mode, a value of 0.0979 m was obtained under the cognitive mode, and a value of 0.0763 m was obtained under the shared mode.

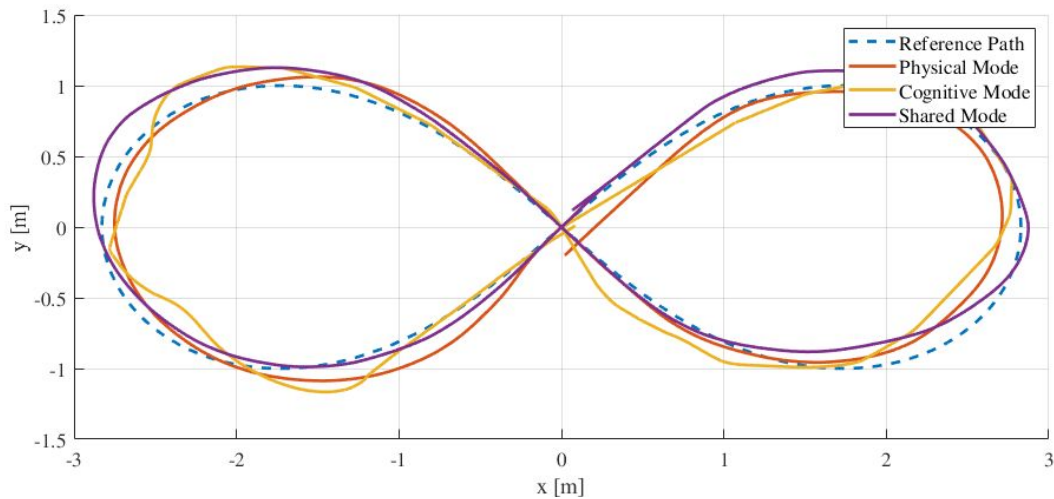


Figure 2. Odometry plots.

These results support the effectiveness of the proposed multimodal cognitive and physical interaction approach. Moreover, the implementation of this work might be beneficial under clinical and rehabilitation scenarios, where the users requirements vary according to their health condition and rehabilitation stage. Thus, the control strategies can be modified or configured as needed by each patient.

5. Conclusions

In this work, we presented the design and development of a novel multimodal interaction interface. The implemented system was validated in its early stages and displayed positive results. Future work will address the validation of the proposed interface in a clinical setting with a mobility impaired population. Likewise, the implementation of a path following controller system will be addressed, in such a way that the smart walker is able to estimate the deviation error and control the angular velocity generation.

6. References

- [1] World Health Organization. Disability and Health. 2018. Available online: <https://www.who.int/newsroom/fact-sheets/detail/disability-and-health> (accessed on 31 July 2019).
- [2] Cifuentes, C.; Frizera, A. Human-Robot Interaction Strategies for Walker-Assisted Locomotion; Springer Tracts in Advanced Robotics; Springer: Cham, Switzerland, 2016; Volume 115, p. 105.
- [3] Martins, M.; Santos, C.; Frizera, A.; Ceres, R. A review of the functionalities of smart walkers. *Med. Eng. Phys.* 2015, 37, 917–928.
- [4] M. F. Jimenez, M. Monllor, A. Frizera, T. Bastos, F. Roberti, and R. Carelli, “Admittance controller with spatial modulation for assisted locomotion using a smart walker”, *Journal of Intelligent & Robotic Systems*, May 2018.
- [5] W. M. Scheidegger, R. C. de Mello, S. D. Sierra M., M. F. Jimenez, M. C. Mnera, C. A. Cifuentes, and A. Frizera-Neto, “A novel multimodal cognitive interaction for walker-assisted rehabilitation therapies,” in 2019 IEEE 16th International Conference on Rehabilitation Robotics (ICORR), June 2019, pp. 905–910.
- [6] A. S. Brandao, F. N. Martins, V. T. L. Rampinelli, M. Sarcinelli-Filho, T. F. Bastos-Filho, and R. Carelli, “A multi-layer control scheme for multi-robot formations with adaptive dynamic compensation,” in 2009 IEEE International Conference on Mechatronics, April 2009, pp. 1–6.
- [7] Sierra M., S.D.; Garzón, M.; Múnera, M.; Cifuentes, C.A. Human–Robot–Environment Interaction Interface for Smart Walker Assisted Gait: AGoRA Walker. *Sensors* 2019, 19, 2897.
- [8] A. F. Neto, J. A. Gallego, E. Rocon, et al., “Extraction of user’s navigation commands from upper body force interaction in walker assisted gait” *Biomedical engineering online*, vol. 9, no. 1, pp. 1–17, 2010

Desarrollo de una interfaz para control de exoesqueletos de rehabilitación basado en las técnicas de rehabilitación del ACV

Barría P^{a,b,c}, Aguilar R^b, Andrade A^a, Moris A^a, Azorín JM^c

^a Corporación de Rehabilitación Club de Leones Cruz del Sur, Punta Arenas, Chile

^b Universidad de Magallanes, Punta Arenas, Chile

^c Universidad Miguel Hernández de Elche, Elche, España.

Resumen

Este trabajo describe el funcionamiento de una interfaz de control de exoesqueletos para rehabilitación robótica basada en las técnicas de entrenamiento de marcha después del Accidente Cerebrovascular (ACV). Se utilizó un exoesqueleto de extremidades inferiores de seis grados de libertad (DoF), motorizado a nivel de cadera, rodilla y tobillo. Como resultado se obtuvieron de secuencias de movimiento para aplicación clínica en terapias personalizadas basadas en el análisis cinemático de movimiento obtenido mediante estereofotogrametría en voluntarios adultos sanos.

Palabras clave: exoesqueleto, fotogrametría, cinemática, rehabilitación.

1. Introducción

El accidente cerebrovascular es una de las principales causas de morbilidad y mortalidad en adultos en el mundo desarrollado y la principal causa de discapacidad en todos los países industrializados. Los sobrevivientes pueden sufrir varios déficits o deficiencias neurológicas, como hemiparesia, trastornos de la comunicación, déficits cognitivos o trastornos en la percepción visuo-espacial [1]. La hemiplejía es una de las deficiencias más comunes después del ACV y contribuye significativamente a reducir el rendimiento de la marcha [2]. La recuperación de la marcha es un objetivo importante en el programa de rehabilitación para pacientes con ACV [3]. Los métodos usados comúnmente comprenden técnicas clásicas de rehabilitación de la marcha, estimulación eléctrica funcional (FES), dispositivos robóticos e interfaces cerebro-computadora (BCI). Con respecto a las técnicas de rehabilitación clásicas, no hay pruebas suficientes para afirmar que un enfoque particular sea más efectivo para promover la recuperación de la marcha que otro. La combinación de diferentes estrategias de rehabilitación parece ser más efectiva que el entrenamiento de marcha sobre suelo por sí solo. Las técnicas de rehabilitación basadas en tecnología tales como los dispositivos robóticos necesitan más investigación para demostrar su idoneidad para el entrenamiento de marcha [4]. El presente trabajo presenta una interfaz para el control de un exoesqueleto motorizado de extremidades inferiores enfocado a la rehabilitación de marcha de personas con ACV basado en secuencias de movimiento usadas en las terapias clásicas.

2. Materiales y Métodos

2.1 Análisis de movimiento

El análisis de movimiento se realizó mediante un sistema de fotogrametría VICON® (Oxford Metrics, Oxford, UK) de 10 cámaras, 2 plataformas dinamométricas (Bertec Co., Worthington, OH) y software de procesamiento y análisis. El estudio fue desarrollado de acuerdo al modelo biomecánico *Plug-in-Gait* [5]. Durante el proceso se registró un conjunto de secuencias de movimiento utilizados en rehabilitación motora, los cuales fueron procesados para obtener la cinemática articular tridimensional de extremidades inferiores. Los perfiles de movimiento se exportaron y almacenaron en formato .xls para su uso posterior. La Tabla 1 muestra el listado de movimientos analizados con el sistema de estereofotogrametría.

2.2 Exoesqueleto robótico

El exoesqueleto utilizado en este trabajo fue el H3 (Technaid, SL, España) el cual está diseñado para el entrenamiento de marcha de adultos de entre 1,50 y 1,95 m de altura, con un peso corporal máximo de 100 kg, y que cuenta con seis grados de libertad (DoF), en el que cadera, rodilla y tobillo son articulaciones motorizadas. La estructura mecánica está diseñada para permitir movimientos activos y pasivos en el plano sagital. El rango

de movimiento (ROM) en las articulaciones accionadas está limitado mecánicamente por razones de seguridad. Para el tobillo, la flexión plantar se muestra como extensión y la flexión dorsal como flexión. Estos valores se eligieron en función de la marcha normal en sujetos sanos [6]. El exoesqueleto presenta una arquitectura abierta que le permite integrarse con otros dispositivos o sistemas mediante interfaces de comunicación cableadas e inalámbricas [7]. La Figura 1 muestra el exoesqueleto H3 instalado en un paciente con ACV.

Tabla 1. Descripción de movimientos analizados por estereofotogrametría

Movimiento	Descripción de secuencia
Marcha normal	Marcha simétrica a velocidad autodeterminada
Transferencia sedente a bípedo	Ejercicio de cambios posturales desde taburete
Fases de marcha	Ejercicio unilateral para fases de apoyo y balanceo
Ascenso de escalón	Ejercicio de paso anterior en escalón con apoyo
Estación unipodal sobre escalón	Ejercicio de apoyo unilateral en escalón con apoyo
Ascenso de escalera	Ejercicio de paso anterior de escalera con apoyo

2.3 Interfaz de control del Exoesqueleto

Se desarrolló una interfaz gráfica para el control del exoesqueleto mediante el software LabVIEW (*National Instruments, Austin, TX*) la cual permite controlar los diferentes parámetros del exoesqueleto H3 a través de un protocolo modificado sobre bus CAN. Basado en criterios de seguridad, primeramente, se limitan los ángulos máximos y mínimos de cada articulación a nivel de cadera, rodilla y tobillo de manera bilateral, así como porcentaje de asistencia (limitación de corriente en cada actuador). Cada comando puede ser enviado desde la interfaz con una resolución del orden de 1ms.

Para generar cada movimiento preprogramado, una interfaz gráfica permite la importación de los perfiles de movimiento generados por el sistema de análisis de movimiento VICON, importándose cada perfil de cada articulación en el plano sagital. Cada posición es actualizada vía el bus CAN a intervalos constantes que bordean desde los 60 ms a 180 ms de actualización según la velocidad de movimiento deseada.



Figura 1. Ejercicio de escalón con Exoesqueleto H3 en paciente con ACV

3. Resultados

La interfaz para control de exoesqueletos permitió crear secuencias movimiento personalizadas (Tabla 1) para rehabilitación a través de la importación de ficheros de datos de cinemática articular de extremidades inferiores generados por el sistema de estereofotogrametría. La Figura 2 muestra la interfaz gráfica de la aplicación, con las curvas cinemáticas de las articulaciones de cadera, rodilla y tobillo del plano sagital para la secuencia de movimiento de marcha normal desplegadas en el software LabView, las cuales se envían al exoesqueleto mediante bus CAN.

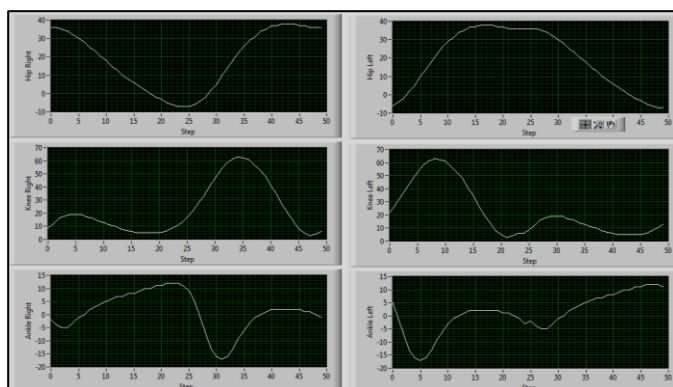


Figura 2. Cinemática de marcha normal importada mediante la interfaz gráfica para el control de exoesqueleto

4. Conclusiones y Discusión

Este trabajo presentó una interfaz de control para exoesqueletos de extremidades inferiores, que incorpora las técnicas clásicas utilizadas en la rehabilitación de la marcha después del ACV. Se demostró la utilidad de los sistemas de estereofotogrametría para el diseño personalizado de terapias con dispositivos robóticos las que pueden ser utilizadas para complementar el proceso de rehabilitación del ACV y otras condiciones de salud.

5. Agradecimientos

Los autores del presente agradecen a la Corporación de Rehabilitación Club de Leones Cruz del Sur de Chile y la Red Iberoamericana de Rehabilitación y Asistencia de Pacientes con Daño Neurológico mediante Exoesqueletos Robóticos de Bajo Coste (REASISTE) y por el apoyo entregado en las actividades de investigación.

6. Referencias

- [1] Kwakkel G, Kollen BJ, Wagenaar RC: Therapy Impact on Functional Recovery in Stroke Rehabilitation: A critical review of the literature. *Physiotherapy* 1999, 85: 377-391.
- [2] Flansbjerg UB, Holmbäck AM, Downham D, Patten C, Lexell J: Reliability of gait performance tests in men and women with hemiparesis after stroke. *Journal of Rehabilitation Medicine* 2005, 37: 75-82.
- [3] Olney SJ, Richards C: marcha hemiparética después de un derrame cerebral. Parte I: Características. *Gait & Posture* 1996, 4: 136-148.
- [4] Belda-Lois, J. M., Mena-del Horno, S., Bermejo-Bosch, I., Moreno, J. C., Pons, J. L., Farina, D., ... & Caria, A. (2011). Rehabilitation of gait after stroke: a review towards a top-down approach. *Journal of neuroengineering and rehabilitation*, 8(1), 66.
- [5] Vicon Motion Systems. Plug-in gait product guide – foundation notes. Oxford: Vicon Motion Systems, 2010, http://www.irc-web.co.jp/vicon_web/news_bn/PIGManualver1.pdf.
- [6] Winter DA. *Biomechanics and Motor Control of Human Movement*, 4th edn.: John Wiley & Sons; 2009.
- [7] Bortole, M., Venkatakrishnan, A., Zhu, F., Moreno, J. C., Francisco, G. E., Pons, J. L., & Contreras-Vidal, J. L. (2015). The H2 robotic exoskeleton for gait rehabilitation after stroke: early findings from a clinical study. *Journal of neuroengineering and rehabilitation*, 12(1), 54.

Interfaz Humano-Máquina Portátil para Expresión Artística Inclusiva

Federico N. Guerrero^{1a}, Marcelo A. Haberman^a, Pablo García^a, Valentín A. Catacora^a, Rocío Madou^a, Alejandro Veiga^a, Alejandra Ceriani^b, Enrique Spinelli^a.

^a LEICI (UNLP-CONICET), 116 y 48 Depto. Electrotecnia, Fac. Ingeniería UNLP, La Plata, Argentina;

^bFacultad de Bellas Artes, UNLP, La Plata, Argentina.

Resumen

Este trabajo presenta una interfaz humano-máquina portátil para generar contenido audiovisual en tiempo real a partir de las señales electrofisiológicas del cuerpo. El objetivo es habilitar una nueva vía de expresión que permita incluir a personas con distintas capacidades en una misma performance. El dispositivo se compone de un sistema de medida de biopotenciales portátil capaz de registrar señales musculares y cardíacas, procesarlas, y transmitir las inalámbricamente a través de una red WiFi, codificadas en un protocolo multimedia estándar. Se realizó una performance artística con éxito como validación preliminar de la interfaz.

Palabras clave: interfaz humano-máquina, expresión artística, biopotenciales

1. Introducción

Los sistemas portátiles de medición de biopotenciales permiten capturar señales electrofisiológicas del cuerpo durante situaciones de la vida diaria, idealmente con una mínima molestia para el usuario y un alto grado de robustez (Guerrero, 2017). Aplicados a Interfases Humano-Máquina (HMI por sus siglas en inglés), permiten interpretar la voluntad del usuario a partir de estas señales y utilizar computadoras, comunicarse, o rehabilitar funciones motoras.

Una característica interesante que posibilitan las HMIs es la extensión de las capacidades expresivas de un artista (Ho, 2019), mediante la externalización de biopotenciales voluntarios o involuntarios de su cuerpo, tema tratado en profundidad en las conferencias NIME (Di Donato, 2018; Eaton, 2014; Erdem, 2017; Martin, 2018; Nakagawa, 2017). Este tipo de actividad permite incluir a personas con todo tipo de capacidades en la misma *performance*. Las señales que controlan los músculos o el aparato fonador pueden captarse independientemente de la capacidad de hablar o de realizar movimientos precisos; por lo tanto la HMI puede captar las señales producidas por cualquier *performer* y producir a partir de ellas sonidos o imágenes, transmitiendo el mismo significado por medio de un significante alternativo.

Para que la HMI que sea práctica para este fin, debe implementarse siguiendo el paradigma de los dispositivos *wearables* o *vestibles* (Lin, 2010), portátiles y tan fáciles de utilizar como una prenda de vestir. Para habilitar el uso en un escenario durante una performance, los datos deben transmitirse en forma inalámbrica, y debe incluirse el procesamiento necesario para obtener características de las señales de biopotencial útiles para producir sonidos, por ejemplo. El esquema del sistema se muestra en la Figura 1.

En este trabajo, se muestra el desarrollo y la implementación en el escenario de un sistema de medición de biopotenciales multimodal capaz de adquirir señales musculares (EMG), cardíacas (ECG) y cerebrales (EEG), procesarlas para obtener las características de interés, y transmitir estas características inalámbricamente en formato compatible con producciones audiovisuales.

¹ Federico N. Guerrero, federico.guerrero@ing.unlp.edu.ar, número de teléfono: (+54) 9 221 546 7483 gibic.ing.unlp.edu.ar

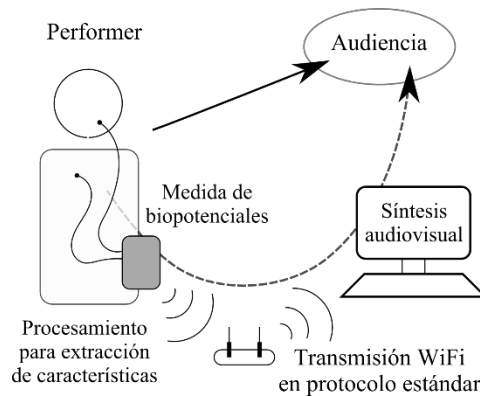


Figura 1. Esquema conceptual del sistema. Quien realiza la *performance* puede llegar a la audiencia por el camino alternativo que provee el equipo.

2. Método

2.1. Descripción de la HMI

La HMI se compone de una etapa de instrumentación para medida de biopotenciales y una de procesamiento y transmisión de datos. La instrumentación se basa en un convertidor de muy alto rango dinámico (ADS1299) adaptado para operar con electrodos secos. Para ello, cuenta con electrodos activos, que incorporan electrónica sobre el sitio de medida encargado de reducir la interferencia electromagnética y artefactos no deseados, y un circuito de realimentación de modo común (DRL) que reduce la tensión de modo común causada por fuentes de interferencia (Nonclercq, 2004), admitiendo así valores de impedancia de electrodos típico de sistemas con electrodos secos (Searle, 2000). Los datos capturados por el adquisidor son leídos por una placa microcomputadora (Raspberry Pi Zero W) a través de un bus SPI administrado desde una aplicación en C corriendo sobre el sistema operativo *Linux* (Distribución *Raspbian*). Esta aplicación comparte los datos vía *pipes* FIFO con un servidor *Node.js*, el cual los emite en protocolo *Open Sound Control* (OSC) vía red WiFi (Madou, 2019). El protocolo OSC es compatible con programas para generación de audio (Wright, 2005) y se encuentra difundido para estas aplicaciones (Di Donato, 2018). Previo a su transmisión, las señales se procesan con algoritmos implementados en *JavaScript* para obtener la envolvente de las señales de EMG y decimar los datos (Haberman, 2016). El sistema completo se observa en la Figura 2(a). Se alimenta con una batería portátil USB y cuenta con un gabinete plástico y cableado donde los únicos conductores expuestos son los electrodos para preservar la seguridad eléctrica.

2.2. Sistema para la performance

Para la performance se utiliza el programa *PureData Extended*, capaz de recibir los paquetes OSC y generar contenido audiovisual con una interfaz gráfica. Se corre este programa en una PC conectada a la misma red WiFi que el equipo adquisidor, utilizando un Router configurado Ad Hoc para este propósito.

El uso práctico del equipo se muestra en la Figura 2(b) y 2(c), donde puede observarse el gabinete con electrodos y su colocación en las vestimentas del *performer*. Los electrodos se colocan con bandas elásticas sin gel ni preparación de la piel. Sólo en los casos de electrodos en el rostro y pecho fue necesario recurrir a electrodos húmedos por el método de fijación mecánica con pegamento. El sistema modula el EMG en antebrazos, piernas y en la cara. Además, se produce un tono correspondiente a la señal cardíaca a partir de un electrodo que capta la señal de ECG.

3. Resultados

En la Figura 2(d) puede apreciarse el uso del equipo en la *performance* “Cajografías” (Ceriani, 2018).

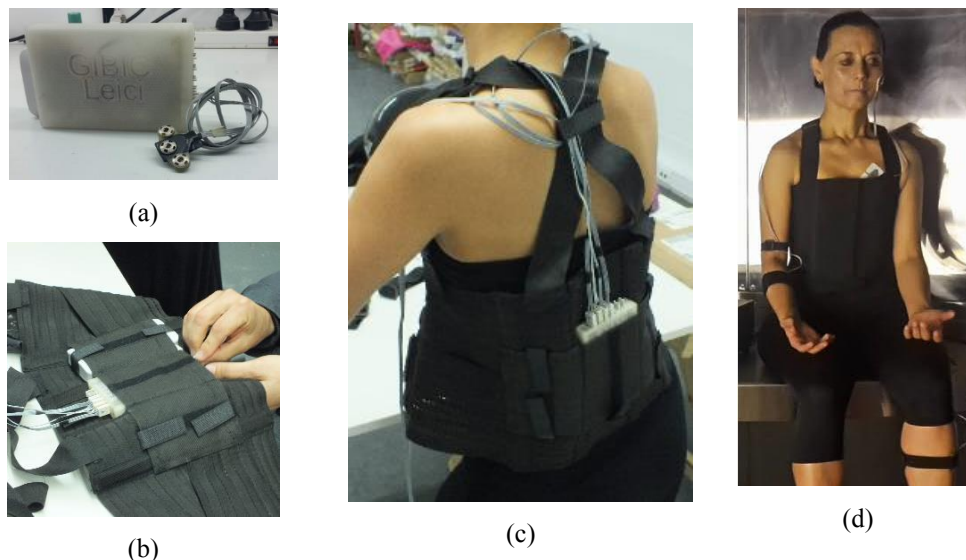


Figura 2. (a) Foto del equipo (b) Colocación con 4 electrodos y batería en un arnés (c) Arnés con el equipo colocado en la performer (d) Muestra “Cajografías”

En una muestra previa, el equipo había sido adaptado y a través de la colaboración con el grupo SPEAK se llevó a la *performance* “Imaginación Colectiva” (SPEAK, 2018) en la cual el grupo SPEAK desarrolló su propio método de generación audiovisual. En ambos casos, el sistema se mantuvo en operación continua durante más de 2 horas durante la performance, transmitiendo en tiempo real paquetes OSC con las señales procesadas de ECG y EMG. Notablemente los electrodos húmedos mostraron un peor desempeño que los secos por la degradación del pegamento y la pérdida de humedad durante la performance. Los electrodos mostraron una performance adecuada respecto al rechazo de artefactos, aunque no completamente robusta ya que la performer notó artefactos al realizar movimientos excesivamente amplios. En la muestra “Cajografías” la performer se encontraba sentada y logró un control mayor de la interfaz.

4. Conclusiones

Se implementó exitosamente una interfaz humano-máquina portátil capaz de controlar la generación de música en tiempo real a través de una red inalámbrica WiFi con un protocolo estándar. Se demostró el funcionamiento del sistema completo durante una performance artística, detectando la importancia de reducir los artefactos.

5. Referencias

- Ceriani, A. (2018). Cajografías. Noviembre Electrónico 2018. Centro Cultural San Martín, Buenos Aires.
- Di Donato, D., Balandino, Bullock, J., & Tanaka, A. (2018). Myo Mapper: a Myo armband to OSC mapper.
- Eaton, J., Jin, W., & Miranda, E. (2014). The Space Between Us: A Live Performance with Musical Score Generated via Affective Correlates Measured in EEG of One Performer and an Audience Member. In NIME'14 International Conference on New Interfaces for Musical Expression (pp. 593–596).
- Erdem, C., Forbes, A., Grı Erdem, Ç., Çamcı, A., & Forbes, A. G. (2017). Biostomp: A Biocontrol System for Embodied Performance Using Mechanomyography. International Conference on New Interfaces for Musical Expression (pp. 65–70).
- Guerrero, F. N. (2017). Instrumentación para Neuroprótesis Vestibiles. Tesis de Doctorado, UNLP.
- Haberman, M. A. (2016). Procesamiento de señales aplicado a dispositivos de ayuda para personas con discapacidades motoras. Tesis de Doctorado. UNLP.
- Ho, R. T. H., Markosov, S. H., Sanders, N., & Nam, C. S. (2019). BCI-Based Expressive Arts: Moving Toward Mind-Body Alignment. In A. Nijholt (Ed.), *Brain Art* (pp. 355–373). Cham: Springer International Publishing.
- Lin, C. T., Ko, L. W., Chang, M. H., Duann, J. R., Chen, J. Y., Su, T. P., & Jung, T. P. (2010). Review of wireless and wearable electroencephalogram systems and brain-computer interfaces - A mini-review. *Gerontology*, 56(1), 112–119.

- Madou, R., Guerrero, F. N., & Spinelli, E. M. (2019). Adquisidor inalámbrico de biopotenciales con interfaz web. En V Jornadas de Investigación, Transferencia y Extensión de la Facultad de Ingeniería (pp. 380–385). La Plata: Facultad de Ingeniería UNLP.
- Martin, C., Jensenius, A., & Torresen, J. (2018). Composing an Ensemble Standstill Work for Myo and Bela. Proceedings of the International Conference on New Interfaces for Musical Expression, (págs. 196-197).
- Nakagawa, R., & Hirata, S. (2017). AEVE: An Audiovisual Experience Using VRHMD and EEG. En Proceedings of the International Conference on New Interfaces for Musical Expression (pp. 497–498).
- Nonclercq, A., & Mathys, P. (2004). Reduction of power line interference using active electrodes and a driven-right-leg circuit in electroencephalographic recording with a minimum number of electrodes. *Annu. Int. Conf. IEEE Eng. Med. Biol. Soc.*, 3, 2247–2250.
- Searle, a, & Kirkup, L. (2000). A direct comparison of wet, dry and insulating bioelectric recording electrodes. *Physiological Measurement*, 21(2), 271–283.
- SPEAK. (2018). *Imaginación Colectiva*. 5° Bienal Universitaria de Arte y Cultura 26 de Octubre 2018. Secretaría de Arte y Cultura UNLP, Centro de Arte UNLP, La Plata.
- Wright, M. (2005). Open Sound Control: An enabling technology for musical networking. *Organised Sound*, 10(3), 193–200.



10.

MODELOS DE GESTIÓN EN TECNOLOGÍA PARA LA REHABILITACIÓN

Incorporación de la tecnología en centros sanitarios. Experiencia del Hospital Nacional de Parapléjicos de Toledo

Angel Gil-Agudo^a, Ana Esclarín de Ruz^b, Vicente Lozano-Berrio^c, Ana de los Reyes-Guzmán^c, Enrique Pérez-Rizo^c, Antonio del-Amá^c

^a Servicio de Rehabilitación. Unidad de Biomecánica. Hospital Nacional de Parapléjicos de Toledo. Finca la Peraleda s/n 45071 Toledo. España. amgila@sescam.jccm.es

^b Servicio de Rehabilitación. Hospital Nacional de Parapléjicos de Toledo.

^c Unidad de Biomecánica. Hospital Nacional de Parapléjicos de Toledo. Finca la Peraleda s/n 45071 Toledo. España

Resumen

El desarrollo de las nuevas tecnologías en el ámbito de la Neurorrehabilitación se está produciendo de manera rápida y se presenta como una herramienta muy prometedora que está cambiando los paradigmas terapéuticos. No obstante, los avances tecnológicos no se producen a la misma velocidad que su incorporación al mundo clínico-asistencial. Los nuevos dispositivos no sólo han de demostrar un robusto funcionamiento sino que también han de venir avalados por su correspondiente evidencia científica de eficacia clínica. Estas cuestiones, entre otras, constituyen elementos que ralentizan la incorporación de las nuevas tecnologías al mundo clínico. En este trabajo se presenta la experiencia acerca de la incorporación de la tecnología en un centro sanitario, concretamente, en un hospital monográfico de lesionados medulares. La cartera de servicios que la tecnología ofrece al área asistencial en este caso incluye las aportaciones que desde la biomecánica se realizan al diagnóstico (análisis de la marcha, posturografía, análisis de las presiones en sedestación, análisis cinemático de actividades de miembros superiores). Desde el punto de vista asistencial, se ofrecen tratamientos robóticos para reeducación de la marcha (Lokomat), para miembro superior (Armeo) o elementos de realidad virtual para mejorar la destreza en miembros superiores (leap motion).

Palabras clave: robótica, realidad virtual, rehabilitación, lesión medular.

1. Introducción

La incorporación de las nuevas tecnologías en el ámbito de la Neurorrehabilitación se está produciendo de manera rápida y se presenta como una herramienta muy prometedora que está cambiando los paradigmas terapéuticos. Gracias a los avances en los conocimientos sobre neuroplasticidad han surgido una serie de recomendaciones generales en la que fundamentar el diseño de estas nuevas acciones terapéuticas. El tratamiento rehabilitador ha de empezar lo antes posible tras la lesión, ha de ser de alta intensidad, repetitivo, orientado hacia una tarea y ha de proporcionar un feedback sobre la ejecución de la actividad (1). Además, el resultado de la rehabilitación es mejor si se consigue una mayor motivación y participación del paciente en el tratamiento (2). Todos esos son los principios en los que se basan su actuación las nuevas tecnologías como la robótica y la realidad virtual (3).

Pero estos conceptos no son siempre fáciles de llevarlos a la práctica y, de hecho, aunque cada vez existe un mayor número de elementos tecnológicos en el ámbito de la Neurorrehabilitación, su grado de implantación en los distintos servicios clínico-asistenciales de Rehabilitación no siempre es el deseado. Las explicaciones a este hecho pueden ser de distinta índole. No obstante, en el ámbito clínico, hay algunas sobre las que existe un cierto consenso. Por un lado, hay que señalar que la tecnología en cuestión sea lo suficientemente robusta. Este hecho afecta, sobre todo, a los nuevos desarrollos. Un aspecto muy relevante es que resulta conveniente que los dispositivos a utilizar como arma terapéutica han de mostrarse a los clínicos con evidencias de eficacia clínica. Este último constituye un elemento favorecedor de la adquisición de nuevos dispositivos, sobre todo, en hospitales de gestión pública. Tampoco conviene olvidar que otro de los obstáculos para la adquisición de los nuevos elementos tecnológicos es el elevado precio que tiene alguno de ellos comparado con los elementos terapéuticos tradicionales que se utilizan actualmente en los distintos Servicios de Rehabilitación. Finalmente, la incorporación de estos nuevos equipos constituye además una nueva forma de gestión de dichos Servicios clínicos con sus correspondientes implicaciones.

Con todos estos condicionantes, el objetivo de esta contribución es presentar la experiencia acumulada en un hospital monográfico de lesión medular (Hospital Nacional de Parapléjicos de Toledo, HNP) sobre la implantación de las nuevas tecnologías en el ámbito asistencial, tanto en el ámbito de la valoración como en el del tratamiento.

2. Resultados

La introducción de las distintas técnicas diagnósticas biomecánicas en HNP no ha sido simultánea. El inicio de las actividades en esta parcela fue en 2006. Las primeras en llegar fueron las técnicas biomecánicas diagnósticas (análisis de la marcha y de las presiones en sedestación). Estas últimas se solicitan desde las plantas de hospitalización, al igual que el resto de estudios complementarios (ej: una prueba radiológica o de laboratorio) y se realizan como elemento que ayuda a la valoración clínica. La forma de solicitarlas es mediante la correspondiente interconsulta. La información de los datos de la marcha se presenta de forma objetiva y cuantitativa con los consiguientes programas que analizan dicha función (Figura 1). Se han realizado en nuestro centro casi 600 estudios biomecánicos de la marcha (cinemática, cinética y EMG de superficie). Las indicaciones para la realización de los estudios de marcha en nuestro caso son fundamentalmente para la evaluación objetiva del grado de discapacidad de la marcha de cada paciente, para la evaluación de la eficacia de tratamientos realizados y, una cuestión que cada vez toma mayor protagonismo es la realización del estudio como elemento de ayuda a la toma de decisiones clínicas. Un ejemplo de esta última indicación es para la selección de los músculos a infiltrar con toxina botulínica. El feedback recibido por parte de los clínicos es favorable en este sentido y ha permitido cambiar la opción terapéutica inicial tras la realización del estudio y con buenos resultados. También ha sido utilizado para definir patrones de marcha en los diferentes síndromes de lesión medular incompleta identificables como puede ser el síndrome de Brown-Séquard o el síndrome centromedular (4,5).

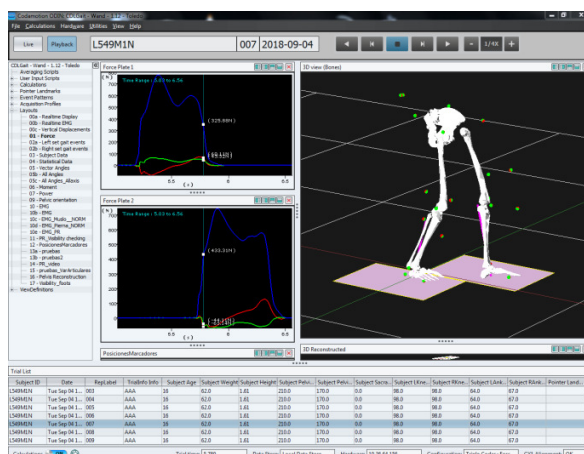


Figura 1. Imagen de la pantalla de ordenador en el que se aprecia la imagen digitalizada de un ensayo biomecánico de la marcha

En cuanto al análisis de la distribución de las presiones en sedestación se han llevado a cabo hasta la fecha unos 1140 estudios. Se solicitan por parte de los facultativos cuando la situación de la sedestación es especialmente compleja por haber determinadas deformidades que dificultan la elección de un buen cojín antiescaras, o bien, en pacientes que presentan úlceras por presión de repetición. También lo solicitan los cirujanos plásticos en aquellos casos de pacientes que han operado de úlceras y la evolución es tórpida. Asimismo se solicitan estudios desde la administración del hospital cuando se plantea la incorporación de un nuevo cojín antiescaras a su catálogo de productos sanitarios, es decir, valorar el comportamiento mecánico de un nuevo cojín antes de plantearse su financiación.

Al tratarse nuestro centro de un hospital monográfico de pacientes con lesión medular, el número de posturografías es menor. Los trastornos del equilibrio analizados con este equipamiento no suelen ser el dato más relevante en la lesión medular, aunque el número de pacientes a los que se puede hacer una posturografía está en aumento al aumentar el número de casos de lesiones medulares incompletas. El número de posturografías realizadas es de 110.

En el caso del análisis cinemático de la realización de una actividad de la vida diaria (AVD) con los miembros superiores como el beber de un vaso, la indicación asistencial ha sido inferior, realizándose 190 estudios en 88 pacientes. Esta prueba se ha realizado fundamentalmente en el ámbito de la investigación, aunque en algunos casos también se ha utilizado para evaluación de algún tratamiento complejo (6).

En cuanto a la terapia robótica, en 2006 el primer robot en introducirse en la sala de Fisioterapia de nuestro centro fue el Lokomat. En este momento disponemos de 2 equipos desde 2015 y el total de pacientes tratados en este período ha sido de 530 (Figura 2). Se utiliza como una herramienta más de tratamiento para reeducar la marcha en pacientes con lesión medular incompleta. El protocolo de tratamiento incluye 5 sesiones de tratamiento a la semana de unos 45 minutos de duración en un período de 4-6 semanas.

Para miembro superior disponemos del Armeo Spring que ha sido utilizado para tratamiento por 26 pacientes y un dispositivo de realidad virtual como leap motion mediante una aplicación de desarrollo aplicada en 10 pacientes, sobre todo, en edad pediátrica. En ambos casos hemos introducido unos elementos propios de programación para obtener información cuantitativa de aspectos cualitativos de la ejecución del movimiento por parte del paciente mediante la definición de una serie de índices funcionales como la agilidad, la coordinación o la precisión (7).



Figura 2. Los 2 equipos de Lokomat instalados en la sala de Fisioterapia del Hospital Nacional de Paraplégicos

3. Conclusión

La aportación de las nuevas tecnologías en un entorno clínico como es el del Hospital Nacional de Paraplégicos de Toledo se muestra como un elemento de utilidad y ya incorporado a la práctica clínica habitual con unas cifras de pruebas realizadas muy estimables. Estas aportaciones llegan desde el punto de vista diagnóstico con el laboratorio de análisis biomecánico con sus distintas pruebas como análisis de la marcha, análisis de la distribución de las presiones en sedestación, posturografía, análisis de los movimientos de miembros superiores y como tratamiento con las distintas terapias robóticas tanto para la marcha como para la rehabilitación de los miembros superiores.

4. Referencias

1. Curt A, Schwab ME, Dietz V. Providing the clinical basis for new international therapies: refined diagnosis and assessment of recovery after spinal cord injury. *Spinal Cord* 2004;42:1-6.
2. Weber LM, Stein J. The use of robots in stroke rehabilitation. A narrative review. *NeuroRehabilitation* 2018;43:99-110.
3. Gil Agudo. Nuevas tecnologías en neurorrehabilitación aplicadas al tratamiento del paciente con lesión medular. *Medicine* 2019;12(75): 4437-45.

4. Gil-Agudo A, Pérez-Nombela S, Pérez-Rizo E, Del Ama-Espinosa A, Crespo-Ruiz B, Pons J.L. Comparative biomechanical analysis of gait in patients with central cord and Brown-Sequard syndrome. *Disability and Rehabilitation* 2013;35(22):1869-76
5. Gil-Agudo A, Pérez-Nombela S, Forner-Cordero A, Pérez-Rizo E, Crespo-Ruiz B, Del Ama-Espinosa A. Gait kinematic analysis in patients with a mild form of Central Cord Syndrome. *Journal of Neuroeng Rehab* 2011, 8:7
6. Ana de los Reyes-Guzmán, Angel Gil-Agudo, Benito Peñasco-Martín, Marta Solís-Mozo, Antonio del Ama-Espinosa. Kinematic analysis of the daily activity of drinking from a glass in a population with cervical spinal cord injury: *Journal of NeuroEngineering & Rehabilitation* 2010,7:41
7. De Los Reyes-Guzmán A, Dimbwadyo-Terrer I, Pérez-Nombela S, Monasterio-Huelin F, Torricelli D, Pons JL, Gil-Agudo. A Novel kinematic indices for quantifying upper limb ability and dexterity after cervical spinal cord injury.. *Med Biol Eng Comput.* 2017 May;55(5):833-844.

Gestión en Salud y Ciencia de los Datos – Una experiencia exitosa. Corporación de Rehabilitación Club de Leones Cruz del Sur del Sur

Alberto Altamirano Alarcón^a, Edgardo Villagran Villa^a, Asterio Andrade Gallardo^a
Corporación de Rehabilitación Club de Leones Cruz del Sur, Avenida Eduardo Frei N° 02281,
Punta Arenas, Chile. calidad@rehabilitamos.org

Resumen

Cumplir con el objetivo de garantizar a la población el acceso a la asistencia sanitaria oportuna, de calidad y segura requiere de una planificación estratégica y de gestión claramente definida y coordinada con los diversos actores del sistema de salud. El sector salud, como tantos otros de la industria en el mundo, ha adoptado la transformación digital como uno de sus motores para llegar más lejos en los últimos tiempos. La aplicación de tecnologías asociadas a la Ciencia de los Datos en la gestión en salud, es una oportunidad para mejorar la calidad asistencial, la percepción de los pacientes, la satisfacción de los profesionales y el análisis costo - efectividad. En este trabajo se presenta la experiencia acerca de la integración de la herramienta Microsoft Power BI al modelo de gestión en salud institucional, implementación que tiene como propósito el mejorar los procesos de toma de decisiones, monitoreo y evaluación del modelo de atención.

Palabras clave: Sistema de Salud, Transformación Digital, Ciencia de los Datos.

1. Introducción

El objetivo fundamental de los sistemas de salud es la provisión de los servicios necesarios para proteger o mejorar el estado de salud de la población. Actualmente un desafío importante considerando, las proyecciones emitidas por la Organización de las Naciones Unidas en cuanto a que la población mundial pasará de 7600 millones de habitantes a 9700 millones en el año 2050, y el número de personas de más de 60 años debería llegar aproximadamente a los 2000 millones “[1]”, asimismo, la transformación del panorama epidemiológico, este escenario da cuenta de la necesidad prioritaria de la adecuación de los modelos de atención de los sistemas de salud a fin de ofrecer una respuesta adecuada a los desafíos que presentan estos cambios. Debido a lo anterior, la transformación digital en el sistema de salud ha dejado de ser una opción para convertirse en una necesidad. La incorporación de herramientas asociadas a la ciencia de los datos; las que están enfocadas a ofrecer un conjunto de estrategias, aplicaciones, tecnologías y arquitecturas técnicas, orientadas a la administración y creación de conocimiento sobre el medio, conforman la base de conocimientos necesarios para respaldar el proceso de toma de decisiones, tecnologías que optimizaran los procesos de administración y atención en salud “[2]”, “[3]”, “[4]”.

2. Material y Método

La experiencia se inicia con la implementación de la herramienta Microsoft Power BI a mediados del año 2016 en la sede Punta Arenas de la Corporación de Rehabilitación Club de Leones Cruz del Sur de Chile, iniciativa a cargo de la Unidad de Gestión de Calidad y Unidad de Informática y Computación de la institución.

2.1 Descripción de la actividad

El proceso de implementación consideró una etapa diagnóstica orientada a evaluar el estado de la base de datos y la ficha clínica, primer paso que permite asegurar la completitud y veracidad de los datos almacenados, posteriormente se efectuó un levantamiento de los requerimientos de información por parte del equipo directivo los que principalmente se orientaron a obtener un análisis descriptivo enfocado en el programa de atención, actividad que permitió efectuar la validación de la información obtenida, lo anterior por medio de la comparación de informes elaborados en forma manual contra la aplicación Power BI, superada la etapa en forma satisfactoria, se coloca en marcha el monitoreo del programa de atención generando informes y análisis de los datos tanto para el equipo directivo como clínico.

2.2 Descripción del equipo

La plataforma informática institucional está compuesta desde el punto de vista técnico por una arquitectura cliente – servidor con base de datos SQL. El flujo de los datos (Figura 1), comienza con el equipo clínico quien efectúa el registro de las atenciones por medio de la aplicación “Ficha Clínica”, datos que son almacenados en la base de datos, posteriormente por medio del software Power BI se procesan los datos y se elaboran los cuadros de información que se ponen a disposición del equipo directivo. El software Power BI es una colección de servicios de software, aplicaciones y conectores que funcionan conjuntamente para convertir orígenes de datos sin relación entre sí en información coherente, interactiva y atractiva visualmente. El proceso de elaboración de información procesada utiliza las siguientes fases, obtención de los datos, modelado, Visualizaciones, Exploración de los datos, creando un modelo de datos que permite crear objetos visuales y recopilaciones de objetos visuales que puede compartir como informes con otras personas dentro y fuera de la organización “[5]”.

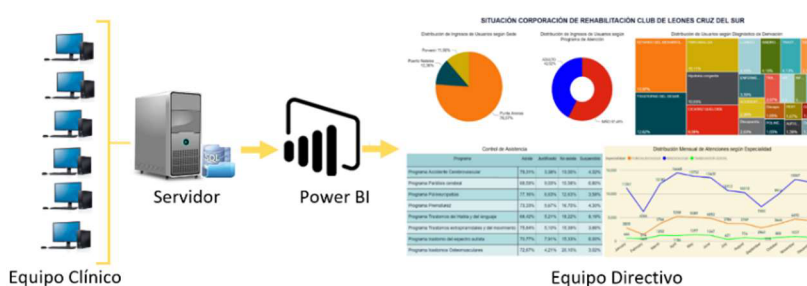


Figura 1. Arquitectura Informática

3. Resultados

El tratamiento de los datos ha permitido que el proceso de mejoramiento continuo institucional sea dinámico y efectivo por cuanto el monitoreo del programa de atención se basa en datos actualizados y de acceso en tiempo real. La visualización de la información permite gestionar el programa detectando los cuellos de botella, mejorando la priorización clínica basada en criterios definidos en los protocolos de atención.

A fin de evaluar la implementación se efectuó una comparación anual tomando como período de comparación los años 2017 y 2018, el impacto de la implementación se reflejó en los siguientes aspectos:

- Aumento del total de ingresos a los programas de atención de un 12%.
- Aumento del cumplimiento de la asistencia al tratamiento de un 10,2%.
- Reducción de los tiempos de espera en el programa de accidente cerebro vascular, en el año 2017 el tiempo de espera era menor a 67 días y en el año 2018 se redujo a menos de 10 días.

Asimismo, se han identificado también beneficios tanto sociales como económicos que favorecen tanto a los usuarios, equipo clínico – administrativo e institucional.

4. Conclusiones y Discusión

La incorporación de herramientas de ciencia de los datos a los procesos de atención y administración en salud han permitido mejorar el acceso a los programas de atención, optimizar el uso de los recursos, mejorar la calidad de la atención y mejorar la eficiencia institucional. Asimismo, ha evidenciado la necesidad de ir avanzando en lo referente a establecer modelos de validación de la captura de los datos y también la formación de los profesionales en el manejo de las herramientas asociadas a la ciencia de los datos “[6]”.

5. Referencias

1. Formato General. Detalles en <https://www.un.org/development/desa/es/news/.../world-population-prospects-2017.html>
2. Sousa, M.J., Pesqueira, A.M., Lemos, C. et al. J Med Syst (2019) 43: 290. <https://doi.org/10.1007/s10916-019-1419-x>
3. Syed Sibte Raza Abidi, <https://orcid.org/0000-0003-3075-7736>
4. Methods Inf Med 2015; 54: 546–547, doi: <http://dx.doi.org/10.3414/ME15-06-1001> epub ahead of print: November 18, 2015
5. Formato General. Detalles en <https://docs.microsoft.com/en-us/power-bi/power-bi-overview>
6. Roy, Ajit. (2016). Impact of Big Data Analytics on Healthcare and Society. Journal of Biometrics & Biostatistics. 7. 10.4172/2155-6180.1000300.

Procesos Terapéuticos apoyados con Tecnología de Asistencia para Personas con Discapacidad en el Centro de NeuroRehabilitación SURGIR Cali-Colombia

Jaime Alberto Buitrago^{1a}, Claudia Patricia Chávez^b, Eduardo Caicedo Bravo^c

^aUniversidad del Quindío, Carrera 15 Calle 12 Norte, Armenia-Colombia

^bCentro de NeuroRehabilitación SURGIR, Carrera 37 # 5B4-06, Cali-Colombia

^cUniversidad del Valle, Calle 13 # 100-00, Cali-Colombia

Resumen

En este trabajo se presenta el proceso de diseño e implementación de aplicaciones para apoyar procesos terapéuticos para personas con discapacidad. Se utilizó el enfoque de diseño centrado en el usuario para definir los requisitos de las aplicaciones e identificar el contexto terapéutico. De igual forma, se presenta una validación preliminar del uso de las aplicaciones por medio con usuarios que asisten de manera regular al centro de NeuroRehabilitación SURGIR en Cali-Colombia. Estas validaciones se realizaron a través de la evaluación de objetivos SMART en los procesos terapéuticos de los usuarios. Este trabajo se realizó en el marco del Programa de Innovación y Desarrollo Tecnológico Productivo de SENNOVA para el fomento de la investigación en Colombia.

Palabras clave: Tecnología de Asistencia, Procesos Terapéuticos, Diseño Centrado en el Usuario, Objetivos SMART.

1. Introducción

Los procesos terapéuticos dirigidos a personas en situación de discapacidad tienen como objetivo principal apoyar procesos que mejoren habilidades motoras y cognitivas, que sean útiles para actividades de la vida diaria y para una mejor calidad de vida. En la cotidianidad de los procesos terapéuticos, se encuentra una barrera a la interiorización de esos procesos que son influenciados por el tipo de discapacidad, la participación en la terapia, el apoyo y el tipo de terapia que recibe. Una de las principales barreras que afectan el aprendizaje del individuo en el proceso terapéutico es la participación y motivación en las actividades de la terapia (Pajaro Blázquez, 2013) (Tapus, Maja, & Scassellatti, 2013).

El desempeño de la persona en la terapia depende directamente de la adherencia, y los métodos convencionales consisten en repeticiones que por lo general hacen que se sienta desmotivado y abandone los procesos de intervención, siendo esto una de las causas de abandono de los procesos de rehabilitación. El tratamiento para compromisos motores y cognitivos requiere sesiones de rehabilitación intensiva y extendida que exigen dedicación y esfuerzo por parte del individuo, su familia y el terapeuta (Calderita et al., 2015). Por lo tanto, se suelen promover terapias interesantes y motivadoras que permita mejorar la participación de la persona en la sesión de terapia. También existen problemas del contexto sociocultural, como la regulación del sistema de salud, problemas económicos y sociales de las familias que no permiten que los planes de rehabilitación para personas con discapacidades se ejecuten de forma adecuada (UNICEF, 2013).

En los últimos treinta años, la evolución y la aplicación de las tecnologías para la rehabilitación han contribuido enormemente a las personas con discapacidad. Los avances de estas tecnologías han tenido progresos paralelos con las tecnologías de la información y la comunicación. Entre estos desarrollos, se encuentran las Tecnologías de Asistencia, donde se ha diseñado hardware y software específico que han sido ampliamente utilizados en rehabilitación (Cook & Adams, 2010). La Tecnología de Asistencia como herramienta de apoyo a terapias puede ofrecer muchos beneficios, como captar la atención de la persona en situación de discapacidad, y generar motivación para una mayor participación en el proceso terapéutico. Sin embargo, la aplicación efectiva de estas tecnologías no es efectiva en todos los casos, generando que dejen de usarla. Así mismo, los principales factores de abandono son: rendimiento, eficacia, fiabilidad, durabilidad, comodidad y facilidad de uso (Cook, 2009).

¹jalbertob@uniquindio.edu.co, (+57) 317 259 1859

El objetivo de este trabajo es presentar el proceso de diseño centrado en el usuario (Interaction Design Foundation, 2002) para la implementación de aplicaciones para apoyar procesos terapéuticos para tres poblaciones: niños con parálisis cerebral, niños con trastornos de aprendizaje y adultos con lesión cerebral. Así mismo, se valida el uso de las aplicaciones con usuarios que asisten de manera regular al centro de NeuroRehabilitación SURGIR. Para estas validaciones se definieron objetivos terapéuticos SMART (*Specific, Measurable, Achievable, Realistic and Timed*) para cada usuario (Bovend'Eerdt, Botell, & Wade, 2009), los cuales fueron evaluados por medio de la escala de medición de objetivos GAS (*Goal Attainment Scaling*) (McDougall & King, 2007). Este trabajo fue realizado con el apoyo del Programa de Innovación y Desarrollo Tecnológico Productivo de SENNOVA para el fomento de la investigación en Colombia, donde el Centro de NeuroRehabilitación SURGIR fue la empresa ejecutora del proyecto: “*Aplicación de la tecnología en procesos terapéuticos para personas en situación de discapacidad*”.

2. Metodología

En esta sección se presenta la experiencia del diseño y la implementación de las aplicaciones para el apoyo a procesos terapéuticos para usuarios con diferentes discapacidades del centro de NeuroRehabilitación SURGIR. Las aplicaciones se diseñaron para tres poblaciones: niños con parálisis cerebral, niños con trastornos de aprendizaje y adultos con lesión cerebral. Estas poblaciones fueron identificadas por el Centro de NeuroRehabilitación SURGIR, como poblaciones objetivas y de mayor presencia en el centro.

2.1 Contexto

Para comprender el contexto de los usuarios se utilizaron técnicas de diseño centrado en el usuario para recolectar esta información, conocidas como técnicas de indagación: 1) Se realizó una entrevista grupal o *focus group* (Usewell Project, 2016) con los terapeutas que llevan el proceso terapéutico. Concretamente se realizó una entrevista de forma conjunta para conocer y obtener información relacionada al usuario y su proceso terapéutico. Además de esta entrevista, se revisó la historia clínica para identificar la información precisa del proceso de rehabilitación, tratamientos y evoluciones. 2) Se observó la terapia a través de la técnica de mapeo de contexto o *context mapping* (Esser, 2018). El objetivo de esta técnica es conocer de manera objetiva las actividades y comportamientos del usuario en una sesión de terapia habitual. Observar y conocer al usuario en el contexto de la terapia revela una comprensión de su comportamiento, sus necesidades específicas, problemas, deseos y/o motivaciones.

2.2 Diseño

Con la información recolectada de las entrevistas y el mapeo de contexto, se diseñaron e implementaron las aplicaciones para apoyar los procesos terapéuticos para las tres poblaciones. Estas aplicaciones tienen como objetivo fomentar la participación activa de los usuarios para lograr objetivos del proceso terapéutico. Los requisitos para implementación de las aplicaciones propone diseñar aplicaciones móviles para la gestión de las actividades de la terapia; construir una interfaz de acceso (interruptores) con capacidad de comunicación inalámbrica hacia un dispositivo móvil y autonomía en la duración de la terapia; y utilizar robots interactivos contruidos con los sistemas LEGO® Mindstorms (LEGO, 2016).

2.2.1 Aplicación para niños con parálisis cerebral.

Esta aplicación integra dos robots LEGO® EV3, una interfaz de acceso para la conexión de interruptores para discapacidad y una aplicación para dispositivos móviles para la gestión de la aplicación en la terapia y el control de la interfaz de acceso y los robots LEGO® (Figura 1). La aplicación para el dispositivo móvil consta de cuatro actividades: *CrashTBot*, *PaintTBot*, *GrabTBot* y *MazeTBot*, las cuales se pueden usar progresivamente en la terapia y han sido diseñadas para direccionar objetivos terapéuticos, tanto motores como cognitivos. Esta aplicación se implementó en una Tablet de 7” para autonomía y facilidad de uso en el desarrollo de la terapia. Los robots LEGO® para esta aplicación son un robot móvil *TankTBot* y un robot manipulador *ArmTBot*. La interfaz de acceso es una interfaz hardware que tiene como objetivo la interacción física entre el niño y el robot a través de interruptores. La interfaz de acceso fue implementada con el sistema Adafruit Feather 32u4 (Adafruit Inc, n.d.), que cuenta con un microcontrador Atmel®, un módulo de comunicación Bluetooth LE y un sistema de carga para una batería tipo LIPO para brindar autonomía en el desarrollo de las terapias. Esta interfaz permite la conexión de hasta 4 interruptores y se comunica de forma inalámbrica con la aplicación en el dispositivo móvil (APP). Para las terapias se cuenta con interruptores *Buddy Botton* de diámetros de 3.5 cm, 6.4 cm y 11.5 cm (AbleNet Inc, 2017) y 4 colores: amarillo, azul, rojo y verde, permitiendo diferentes configuraciones de tamaño y color.

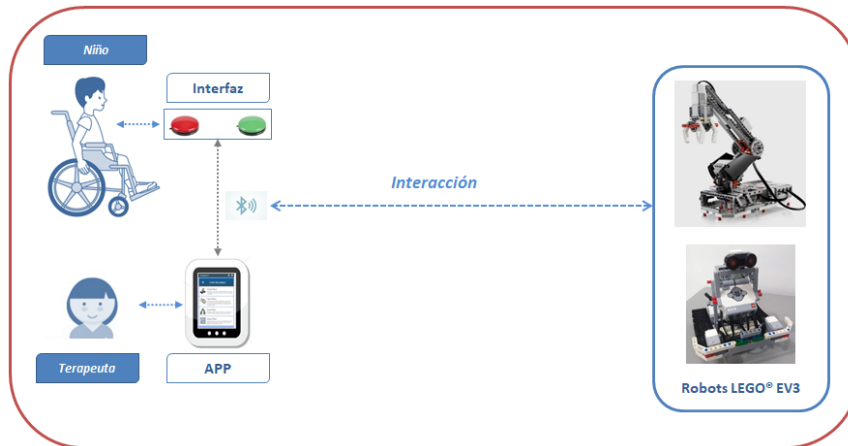


Figura 1. Diagrama para la aplicación para niños con parálisis cerebral

2.2.2 Aplicación para niños con trastornos de aprendizaje.

Esta aplicación está compuesta por tres interfaces de acceso, una aplicación para dispositivos móviles y un robot LEGO®. La Figura 2 muestra el contexto de uso de esta aplicación. Para esta aplicación se crearon tres interfaces hardware, que permiten la interacción entre el niño y la aplicación móvil y el robot LEGO®. En la tabla 1 se presenta cada una de las interfaces. Cada interfaz cuenta con un juego de pulsadores (botones y joystick) y fue implementada con el sistema Adafruit Feather 32u4, permitiendo la comunicación inalámbrica con la aplicación en el dispositivo móvil (APP), de la misma forma como se implementó en la aplicación para niños con parálisis cerebral.

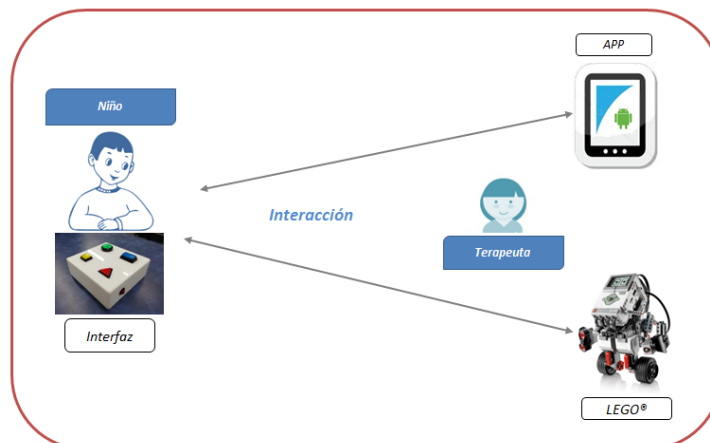





Figura 2. Diagrama para la aplicación para niños con trastorno de aprendizaje

Tabla 1. Interfaces hardware

Figuras	Flechas	Joystick
		

La aplicación para el dispositivos móvil en esta aplicación consta de tres actividades: 1) Reto: tiene como objetivo desarrollar habilidades de concentración y memoria a través del reconocimiento de colores y figuras

geométricas. 2) Matemáticas: permite desarrollar habilidades para resolver operaciones de suma, resta, multiplicación y división. 3) Laberinto: Esta actividad permite desarrollar las habilidades de lateralidad y orientación espacial. Para esta aplicación se utilizó una Tablet de 9.6" que realimenta las actividades y el robot móvil para la actividad Laberinto.

2.2.3 Aplicación para adultos con lesión cerebral.

La tercera aplicación está compuesta por una interfaz de acceso y una aplicación para dispositivos móviles. La Figura 2 muestra el contexto de uso de esta aplicación. Se implementó una primera versión de la aplicación para adultos con lesión cerebral, que ha sido enfocada en trabajar ejercicios con miembros inferiores. Se diseñó una interfaz hardware que emula un escalón de 15 cm con dos pulsadores en los extremos. El objetivo es promover a los usuarios a presionar estos pulsadores siguiendo una secuencia definida o memorizándola en una aplicación en un dispositivo móvil. Así como en la aplicación anterior, se utilizó una Tablet de 9.6" para realimentar las actividades a través de sonidos e imágenes.



Figura 2. Diagrama para la aplicación para adultos con lesión cerebral

3. Validaciones

Se presentan las validaciones a dos poblaciones, niños con parálisis cerebral y trastornos de aprendizaje. A través de estas validaciones se pretende que los usuarios enfoquen la terapia al cumplimiento de objetivos funcionales, es decir objetivos SMART, los cuales se escalaron y evaluaron usando la escala de medición de objetivos GAS. Las validaciones se realizaron con 3 usuarios de cada población que asisten de manera usual a terapias al centro de NeuroRehabilitación, durante 8 semanas, alternando una sesión usual y una sesión con la tecnología. Para el desarrollo de estas validaciones, se obtuvo la revisión y aprobación del proyecto por el Comité de Ética de la Universidad del Valle y del Centro de NeuroRehabilitación SURGIR.

3.1 Niños con parálisis cerebral

En la figura 4 se observa a dos niñas con parálisis cerebral niños usando la aplicación en la actividad *GrabTBot*. Esta actividad fue diseñada partiendo del concepto de Relaciones Binarias, y se utiliza para que el niño comprenda que una acción tiene su opuesto. El niño debe identificar que existen dos opciones y una es la opuesta de la otra (Cook, Adams, Encarnaçã, & Alvarez, 2012). Para esta aplicación se usa el robot manipulador *ArmTBot*, y consiste en definir una secuencia de dos opciones, donde el niño deberá presionar dos interruptores, uno para una orden y otro para otra. Por ejemplo, el terapeuta puede ordenar una secuencia de 4 opciones, como derecha e izquierda, así: IZQ, DER, DER, IZQ. Si el niño presiona el botón correcto, el robot manipulador recogerá un objeto que se ubica al frente y lo ubicará en el lado correspondiente; si por el contrario el niño presiona el botón equivocado, se reproduce un sonido de error y no genera movimientos. Esta habilidad le permite al niño identificar y comparar dos objetos con respecto a su ubicación en el espacio. Por ejemplo, le permite al niño diferenciar izquierda y derecha, y compararlo con su ubicación para hacer una elección (Encarnaçã et al., 2014). La actividad permite que el terapeuta configure la secuencia y el orden que debe presionar el niño, además de poder elegir el color y tamaño del interruptor.



Figura 4. Niños con parálisis cerebral en terapia usando la aplicación

3.2 Niños con trastornos de aprendizaje

En la figura 5 se muestran a tres niños con trastornos de aprendizaje en terapia usando la aplicación. En la figura 5a, un niño está usando la actividad Reto, que está compuesta por tres niveles: nivel 1, el niño debe seleccionar la forma de la figura que aparece en el dispositivo móvil, no debe tener en cuenta el color; en el nivel 2, el niño debe seleccionar el color de la figura, no debe tener en cuenta la forma; y el nivel 3, el niño debe memorizar una secuencia de figuras y después repetirla desde la interfaz Figura. Para los tres niveles se puede configurar el límite de tiempo en cada nivel y el número de figuras.

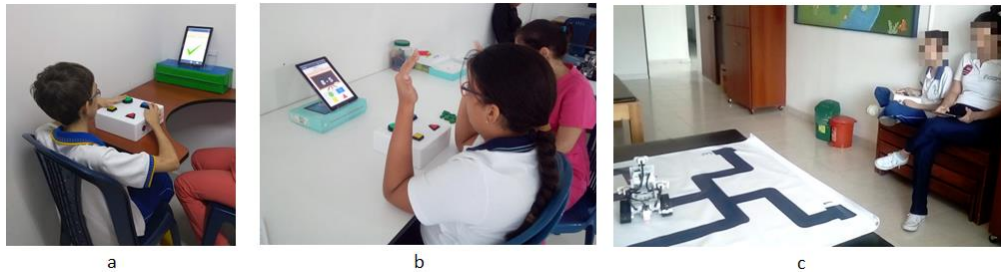


Figura 5. Niños con trastorno de aprendizaje en terapia usando la aplicación

Así mismo, en la figura 5b se muestra una niña usando la actividad Matemáticas, que permite desarrollar habilidades para resolver operaciones de suma, resta, multiplicación y división. La actividad presenta en la aplicación móvil la operación a resolver y las posibles respuestas. Estas respuestas están directamente relacionadas con las figuras geométricas de la interfaz y el niño debe presionar la figura correspondiente de la respuesta correcta. Por último, en la figura 5c se puede observar un niño y el terapeuta controlando un robot móvil de manera compartida, con el objetivo de llevar el robot de una posición a otra sobre un laberinto de rutas. Bajo esta modalidad de compartir el control del robot, el niño debe esperar y respetar el turno.

4. Discusión

Por medio de las validaciones los usuarios trabajaron en el desarrollarlo de las habilidades propuestas por los objetivos SMART. En la primeras evaluaciones, los resultados preliminares fueron positivos, tanto en el uso de la herramienta como en las habilidades de los usuarios. En un primer juicio realizado por los terapeutas que atendieron las terapias, se percibió un resultado positivo en la evaluación de los objetivos. Además se observó que las aplicaciones proporcionan un factor motivacional en el desarrollo de la terapia, permitiendo mayor participación de los usuarios de la misma.

Desde el punto de vista terapéutico, las intervenciones se realizaron con un enfoque centrado en objetivos SMART y se evaluaron a través de la escala GAS; y desde el punto tecnológico, se utilizaron técnicas del diseño centrado en el usuario para identificar los requisitos para generar nuevas aplicaciones de tecnología de asistencia para intervenciones terapéuticas. Así mismo, las aplicaciones respondieron a los requisitos y necesidades terapéuticas planteadas en las entrevistas grupales y en las observaciones de las terapias.

5. Conclusiones

La versión de las aplicaciones que se han presentado en este trabajo, respondieron a los requisitos y necesidades terapéuticas planteadas en las entrevistas grupales y de las observaciones de los procesos

terapéuticos de los niños. A través de las validaciones realizadas en las terapias, se logró realimentar el proceso de diseño para la implementación de las aplicaciones.

A través de las validaciones de la tecnología diseñada, donde se realizaron intervenciones a 6 usuarios, se validó el uso de las aplicaciones en un ambiente terapéutico real utilizando tecnología de asistencia interactiva que promueve el cumplimiento de objetivos SMART. Estas validaciones mostraron resultados positivos en la mayoría de las evaluaciones, direccionando nuevas oportunidades para procesos terapéuticos para personas con diferentes discapacidades.

Además de lo anterior, las aplicaciones generadas impactaron positivamente al Centro de NeuroRehabilitación SURGIR, ya que a través la gestión administrativa y de investigación, se desarrolló el proyecto positivamente para crear e implementar estas aplicaciones interactivas que apoyan intervenciones terapéuticas para niños con parálisis cerebral, niños con trastornos de aprendizaje y adultos con lesión cerebral. Es importante recalcar que el Centro de NeuroRehabilitación ha creado un nuevo espacio físico para llevar a cabo procesos terapéuticos basados en los desarrollos realizados en el proyecto y dar continuidad a intervenciones a través de esta tecnología.

6. Referencias

- AbleNet Inc. (2017). Buddy Button.
- Adafruit Inc. (n.d.). Overview | Adafruit Feather 32u4 Bluefruit LE | Adafruit Learning System. Retrieved September 30, 2019, from <https://learn.adafruit.com/adafruit-feather-32u4-bluefruit-le/overview>
- Bovend'Eerd, T. J. H., Botell, R. E., & Wade, D. T. (2009). Writing SMART rehabilitation goals and achieving goal attainment scaling: a practical guide. *Clinical Rehabilitation*, 23(4), 352–361. <https://doi.org/10.1177/0269215508101741>
- Calderita, L. V., Bustos, P., Suárez Mejías, C., Fernández, F., Viciano, R., & Bandera, A. (2015). Asistente robótico socialmente interactivo para terapias de rehabilitación motriz con pacientes de pediatría. *RIAI - Revista Iberoamericana de Automatica e Informatica Industrial*, 12(1), 99–110. <https://doi.org/10.1016/j.riai.2014.09.007>
- Cook, A. M. (2009). *Ethical Issues Related to the Use / Non-Use of Assistive Technologies*. 37(1), 127–152.
- Cook, A. M., & Adams, K. (2010). *Design and Use of Assistive Technology*. 33–39. <https://doi.org/10.1007/978-1-4419-7031-2>
- Cook, A. M., Adams, K., Encarnação, P., & Alvarez, L. (2012). The role of assisted manipulation in cognitive development. *Developmental Neurorehabilitation*, 15(2), 136–148. <https://doi.org/10.3109/17518423.2011.635609>
- Encarnação, P., Alvarez, L., Rios, A., Maya, C., Adams, K., & Cook, A. (2014). Using virtual robot-mediated play activities to assess cognitive skills. *Disability and Rehabilitation. Assistive Technology*, 9(3), 231–241. <https://doi.org/10.3109/17483107.2013.782577>
- Esser, P. (2018). Probes for Context Mapping – How to Design and Use Them. Retrieved November 18, 2018, from Interaction Design Foundation website: <https://www.interaction-design.org/literature/article/probes-for-context-mapping-how-to-design-and-use-them>
- Interaction Design Foundation. (2002). What is User Centered Design? Retrieved September 24, 2018, from <https://www.interaction-design.org/literature/topics/user-centered-design>
- LEGO. (2016). LEGO MINDSTORMS EV3 Education 45544 Instructions. Retrieved January 14, 2017, from <http://robotsquare.com/2013/10/01/education-ev3-45544-instruction/>
- McDougall, J., & King, G. (2007). *GOAL ATTAINMENT SCALING: Description, Utility, and Applications in Pediatric Therapy Services*.
- Pajaro Blázquez, M. (2013). Clinical Application of Robotics in Children with Cerebral Palsy. *Converging Clinical and Engineering Research on Neurorehabilitation*, 1, 255–258. <https://doi.org/10.1007/978-3-642-34546-3>
- Tapus, A., Maja, M., & Scassellatti, B. (2013). *The Grand Challenges in Socially Assistive Robotics*.
- UNICEF, F. de las N. U. para la I. (2013). *Estado Mundial de la Infancia 2013. Niñas y Niños con Discapacidad*.
- Uswell Project. (2016). Focus Groups Method. Retrieved September 18, 2018, from <http://www.uswell.be/#/methods/focus-groups>

ABORDAJE DE TERAPIA OCUPACIONAL EN PACIENTES CON TETRAPLEJIA PARA FAVORECER LA PARTICIPACIÓN COMUNITARIA MEDIANTE EL USO DE TECNOLOGÍA ASISTIVA.

LIC. ORTIZ, ALEJANDRA; LIC. TRIAY, IVANA; BIOING. FERREYRA, DIEGO; LIC. BONETTO, MARIANA.
INSTITUTO FLENI. ESCOBAR. PCIA BUENOS AIRES. ARGENTINA

Palabras claves: tetraplejia, tecnología Asistiva, participación, tecnología de la información y la comunicación, cuestionario de participación comunitaria.

RESUMEN:

Los pacientes con lesiones cervicales completas altas, pueden presentar solo movimiento voluntario de cabeza, elevación de hombros y disminución de la función diafragmática. Esta lesión genera un severo impedimento en el desempeño de las actividades cotidianas y la participación comunitaria.

El objetivo de este trabajo es describir el abordaje de Terapia Ocupacional en el uso de dispositivos de Tecnología Asistiva para favorecer la participación comunitaria a los tres meses del alta.

Se evaluaron tres pacientes utilizando: Indicadores de acceso a la tecnología, Cuestionario de participación comunitaria (CIQ) y Cuestionario de seguimiento de TA, al alta y 3 meses. Los resultados obtenidos de este estudio demuestran que la intervención de tecnología asistiva favorece la participación comunitaria luego del alta, incrementando la reinserción social, laboral y adacemina, actividades de tiempo libre y manejo de finanzas.

Introducción

En las lesiones medulares, se denomina tetraplejías a la afección de las cuatro extremidades y se clasifican en completas cuando presentan parálisis de la función sensitiva y motora por debajo del nivel de lesión. El paciente puede presentar movimiento voluntario de cabeza, elevación de hombros, dificultad para respirar debido a la disminución de la función diafragmática, por ende alteración de la coordinación fono respiratoria.

Este tipo de lesión genera un impedimento en la realización de las actividades de la vida diaria y participación comunitaria, generando un mayor grado de dependencia. He aquí la importancia de la intervención de tecnología asistiva en personas con discapacidad para aumentar, mantener y mejorar las capacidades funcionales.

Desde la Clínica de Tecnología Asistiva de Fleni Escobar(2018), definimos a la Tecnología asistiva como: "Diferentes estrategias y/o herramientas que pueden utilizar las personas con discapacidad para aumentar, mejorar y/o mantener la participación en las actividades de la vida y minimizar el impacto de las barreras ambientales"

El abordaje de Terapia Ocupacional a través del uso de Tecnología Asistiva apunta a beneficiar la participación mediante el acceso a las Tecnologías de la información y comunicación (TICs).

El objetivo de este trabajo es describir el abordaje realizado en pacientes con tetraplejia en el uso de dispositivos de Tecnología Asistiva para favorecer la participación comunitaria, y su continuidad de uso a los 3 meses del alta.

Desarrollo

Caso uno:

Persona masculina de 26 años que sufre lesión medular traumática nivel cervical 2, Asia A, por accidente deportivo. Estudiante universitario de Ingeniería Electrónica. Luego de 2 años de internación por interurrencias clínicas inicia el periodo de rehabilitación.

Presente falta de coordinación fonorespiratoria y bajo volumen de voz, por lo cual tiene limitaciones para comunicarse. Debido a las reiteradas crisis de hipotensión ortostática, presenta poca tolerancia a la sedestación, requiriendo el uso de silla de ruedas respiratoria y ser trasladado por terceros. Es dependiente en todas las áreas de la vida diaria según la medida de independencia funcional (FIM): 47/126, tiene teléfono celular y notebook pero es dependiente para su uso en la escala de indicadores de acceso a la tecnología.

Caso dos:

Persona femenina de 34 años de edad que sufre lesión medular traumática nivel cervical 2, Asia A, por accidente automovilístico. Contadora publica. Inicia el periodo de rehabilitación luego de seis meses del episodio. Presenta elevación de hombros, falta de coordinación fono respiratoria y crisis de hipotensión ortostática, por lo cual requiere silla respiratoria y ser trasladada por terceros. Dependiente en todas las áreas de la vida diaria según FIM: 47/126. Cuenta con teléfono celular pero es dependiente en la escala de indicadores de acceso a la tecnología.

Caso tres:

Persona masculina de 22 años que sufre lesión medular traumática nivel cervical 2, Asia A, por accidente Deportivo. Estudiante de Periodismo deportivo. Inicia el periodo de rehabilitación luego de un año de interurrencia clínicas. Presenta elevación de hombros, falta de coordinación fonorespiratoria y crisis de hipotensión ortostática, para lo cual requiere silla respiratoria y ser trasladado por terceros. Dependiente en todas las actividades de la vida diaria FIM: 47/126. Dependiente en la escala de acceso a la tecnología, no cuenta con dispositivos móviles al inicio de la intervención.

Procedimientos:

La intervención como abordaje terapéutico fueron 20 sesiones en la Clínica de Tecnología Asistiva (TA) de 1 hs. cada una durante el periodo de internación donde se llevo a cabo lo siguiente:

- Evaluación de los movimientos voluntarios más efectivos para el control de los dispositivos.
- Selección y entrenamiento de software y hardware adecuados según las capacidades y necesidades de cada uno.

- Se entreno al paciente en el uso de la computadora, Tablet y teléfono celular.
- Se selecciono junto al paciente los puntos de acceso para control de la silla motorizada.
- Se configuro y entrenó dispositivos de control ambiental incorporados en la silla de ruedas.
- Se entreno al familiar o cuidador en el uso de las TIC.

A lo largo del tratamiento, se utilizaron diferentes programas de evaluación para registrar la efectividad en el control de los movimientos voluntarios seleccionados, velocidad y tiempos de reacción.

Instrumentos de evaluación:

Las medidas de evaluación utilizadas fueron evaluadas al inicio del tratamiento, al alta y a los 3 meses después del alta.

Indicadores de acceso a la tecnología: es una escala creada en la Clínica de Tecnología Asistiva para evaluar el nivel de independencia en el acceso a la tecnología. (Anexo, tabla 1).

Cuestionario de participación comunitaria (CIQ): Consiste en un formulario que evalúa el nivel de integración en el hogar y la comunidad de la persona con discapacidad. Las preguntas están directamente relacionadas al estilo de vida de la persona y sus responsabilidades en el hogar y la comunidad. Las respuestas indican si la persona realiza estas actividades solo, junto con otra persona o era realizada por otra persona. El CIQ consiste en un total de 15 preguntas. El conjunto del score que representa la sumatoria de los scores individuales de cada pregunta puede ser de un rango de 0 a 29. El máximo score indica un mayor nivel de integración y un bajo score refleja un menor nivel de integración. ANEXO (imagen 2).

Cuestionario de seguimiento de Tecnología Asistiva: formulario creado en la Clínica de tecnología asistiva que se suministra en forma telefónica.

Resultados

Al inicio de la intervención se evaluó a los tres pacientes, registrando las siguientes puntuaciones: Indicadores de acceso a la tecnología, al inicio puntuaron: 1 no accede y al finalizar el entrenamiento puntuaron: 3 dependiente moderado. Logrando acceso a la notebook y celular mediante dispositivo de control infrarrojo (Glassouse), software de reconocimiento facial (Eva Cam), dispositivo de control ocular (Tobii), dictado por voz (Google), teclado en pantalla y mouthstick.

En el cuestionario de participación comunitaria se obtuvieron los siguientes resultados:

Caso 1: CIQ=7/29 inicial y a los tres meses del alta CIQ 15/29; Caso 2: CIQ 5/29 al inicio y CIQ=15/29 a los tres meses del alta; Caso 3: al inicio CIQ 6/29 y a los tres

meses del alta CIQ 17/29. Teniendo en cuenta que por nivel de lesión son dependientes en las tareas de manejo del hogar, se observó aumento de puntaje en las actividades de integración social y tiempo libre.

De los tres pacientes, el Caso 1 logro retomar sus estudios en forma parcial usando la computadora como herramienta, Caso 2 inicio trabajo con adecuación con reducción horaria usando la computadora como medio y el Caso 3 inicio estudios universitarios y trabajo part time con adecuación usando la Tablet y computadora. Los tres lograron comunicarse con familiares y amigos a través de redes sociales, realizar actividades de tiempo libre y de manejo de dinero (control de finanzas online).

Conclusión

El abordaje temprano de Tecnología Asistiva durante la rehabilitación de pacientes con tetraplejía favorece la participación comunitaria a largo plazo. La motivación por desempeñar una actividad en forma independiente, retomar contacto e intercambio con amigos, uso de redes sociales, entrenamiento continuo y la adquisición del equipamiento apropiado facilitaron el acceso a las TICs permitiéndoles continuar con la realización de sus actividades educativas, de interés y laborales.

Bibliografía

- Patricia Rigby MHS, Stephen Ryan BSc and PEng, Shone Joos MSc, Barbara Cooper PhD, Jeffrey W. Jutai PhD and CPsych & Elizabeth Steggles Impact of Electronic Aids to Daily Living on the Lives of Persons With Cervical Spinal Cord Injuries ASSISTIVE TECHNOLOGY, VOL. 17, NO.2
- Anne Laumann, MBChB, MRCP (UK),1 Jaimee Holbrook, MD, Julia Minocha, MD, et al. Safety and Efficacy of Medically Performed Tongue Piercing in People with Tetraplegia for Use with Tongue Operated Assistive Technology Top Spinal Cord Inj Rehabil 2015;21(1):61–76
- Rigby P, Ryan SE, Campbell KA Electronic aids to daily living and quality of life for persons with tetraplegia.. Disabil Rehabil Assist Technol. 2011;6(3):260-7
- Christine Carpenter, PhD, Susan J. Forwell, PhD, Lyn E. Jongbloed, PhD, Catherine L. Backman, PhD Community Participation After Spinal Cord Injury. Arch Phys Med Rehabil Vol 88, April 2007

ANEXO:

Tabla 1

Tabla 1 Datos Demográficos y Clínicos				
Sexo	Edad	Nivel Asia	FIM ALTA	Ocupación
M	25	C2 A	47	Estudiante universitario
F	34	C3 A	54	Contadora
M	22	C4 A	53	Estudiante universitario

Tabla 2.

Indicadores de Acceso a la Tecnología Asistiva

Puntaje:

- 1 No accede.
- 2 Dependiente total (con dispositivo y/o asistencia humana).
- 3 Dependiente moderado (con dispositivo y/o asistencia humana).
- 4 Independiente con adaptación.
- 5 Independiente.

Imagen 1.

CIQ Scoring Formulario		
Numero de Item	Descripción	Score
1	Recibe mensajes	_____
2	Propone reuniones	_____
3	Empieza el trabajo	_____
4	Controla los plazos	_____
5	Crea reuniones	_____
ESCALA DE INTERACCIÓN SOCIAL SUBESCALA		
6	Planifica reuniones	_____
7	Reuniones (revisión de tareas)	_____
8	Actividades de tiempo libre (ocio, ocio)	_____
9	Visitas amigos o familiares	_____
10	Actividades de tiempo libre con amigos	_____
11	Tiene un espacio propio	_____
ESCALA DE INTERACCIÓN SOCIAL		
12	Viajes	_____
13	Participación	_____
ESCALA DE PRODUCTIVIDAD		
		Score Total

Programa de rehabilitación de marcha con estimulación eléctrica funcional en cicloergómetro para extremidades inferiores en personas con patología del sistema nervioso.

Barria P^{a,b}, Moris A^a, Pagels C^a, Andrade A^a, Palma F^c, Azorín J^b.
a Corporación de Rehabilitación Club de Leones Cruz del Sur, Punta Arenas, Chile,
b Universidad Miguel Hernández de Elche, Elche, España,
c Universidad de los Andes, Santiago de Chile, Chile.

Resumen

Antecedentes y Propósito: La estimulación eléctrica funcional es una modalidad de rehabilitación motora basada en la aplicación programada de ráfagas de corriente a la región neuromuscular afectada y que tienen como objetivo ayudar al fortalecimiento muscular, inhibición de espasticidad, aumento de amplitud de movimiento y facilitación del control motor. El presente trabajo tuvo como objetivo medir los efectos biomecánicos en la marcha posterior a un programa de estimulación eléctrica funcional con cicloergómetros en personas con patología del sistema nervioso. **Material y Método:** Se desarrolló un programa de rehabilitación en cicloergómetro combinado con FES multicanal en extremidades inferiores, en personas con patologías del sistema nervioso. Se evaluó la marcha de todos los sujetos mediante fotogrametría. **Resultados:** Se encontraron cambios significativos en los parámetros espaciotemporales de la marcha, principalmente en la velocidad y largo de zancada al considerar la muestra general. Adicionalmente, en personas menores de 60 años existen cambios significativos en la cinemática articular posterior al FES. **Conclusión:** El uso de cicloergómetros con FES multicanal para extremidades inferiores provoca mejoras en la marcha en personas con patología del sistema nervioso.

Palabras clave: estimulación eléctrica funcional, marcha, fotogrametría.

1. Introducción

La estimulación eléctrica funcional (FES) es una modalidad de tratamiento para la rehabilitación motora de personas con enfermedades del sistema musculoesquelético y del sistema nervioso. La técnica se basa en la aplicación programada de ráfagas breves de corriente a la región neuromuscular afectada por la patología, ya sea directamente a los músculos o al nervio periférico asociado. Los efectos fisiológicos que se han asociado a la estimulación eléctrica funcional incluyen el fortalecimiento muscular, la inhibición de la espasticidad de los antagonistas, la corrección de las contracturas, el aumento de la amplitud de movimiento pasivo y la facilitación del control motor voluntario [1]. Tanto revisiones clínicas como metaanálisis han apoyado el uso de FES para la recuperación de la fuerza muscular y la recuperación motora después de patologías como el ACV [2]. Popovic y cols. utilizaron FES para generar movimientos y ejercicios similares a los realizados durante las actividades de la vida diaria en personas con lesiones del sistema nervioso central, reduciendo significativamente el tiempo de ejecución de los movimientos después del tratamiento [3]. El FES puede ser utilizado de manera conjunta con dispositivos de mecanoterapia tales como maquinaria de fortalecimiento muscular analítico y cicloergómetros. En estos casos, la técnica busca estimular contracciones musculares en sincronía con el movimiento de pedaleo de un cicloergómetro. En complemento con terapias convencionales, la terapia con cicloergómetros y FES puede aumentar la fuerza en las extremidades inferiores, lo que puede tener efectos de positivos en la capacidad del paciente para caminar y moverse. Múltiples estudios han reportado los beneficios de FES con cicloergómetros, incluyendo la mejora de fuerza y volumen muscular, aumento del metabolismo de la glucosa y la reducción de la espasticidad [4, 5]. También se han informado beneficios para las funciones del sistema cardiovascular, pulmonar e inmunitario y, en algunos casos, un aumento en la densidad mineral ósea [6,7]. El presente trabajo tuvo como objetivo medir los cambios biomecánicos de la marcha posterior a un programa de estimulación eléctrica funcional multicanal con cicloergómetros para extremidades inferiores en personas con patología del sistema nervioso.

2. Materiales y Métodos

2.1 Participantes

El estudio incluyó a todos los pacientes del Programa FES de la Corporación de Rehabilitación Club de Leones Cruz del Sur de Chile entre los meses de junio 2017 y junio 2019, que cumplieron con los criterios de selección establecidos. Los criterios de inclusión fueron: derivación por médico fisiatra; patología del sistema nervioso; capacidad para realizar marcha con o sin ayudas técnicas; alteración del patrón de marcha evidenciado en historial clínico. Los criterios de exclusión fueron: infiltración de toxina botulínica en los últimos 6 meses; intervenciones quirúrgicas musculoesqueléticas de extremidades inferiores en los últimos 2 años, dolor de origen musculoesquelético en extremidades inferiores o columna vertebral.

El grupo de estudio fue compuesto por un total de 39 personas (13 mujeres y 26 hombres) con enfermedades del sistema nervioso de todos los rangos etarios con edad promedio de 51.8 años, incluyendo los siguientes diagnósticos: 16 usuarios con accidente cerebrovascular, 8 usuarios con polineuropatías, 5 usuarios con parálisis cerebral, 5 usuarios con enfermedad de Parkinson, 4 usuarios con esclerosis múltiple y 1 usuario con tumor cerebral. Respecto a la localización del compromiso motor, 19 personas presentaron compromiso bilateral, 9 unilateral derecho y 11 unilateral izquierdo.

2.2 Descripción de la tarea

Se realizó un programa de entrenamiento con FES y cicloergómetro para extremidades inferiores de 24 sesiones de carácter individual, 3 veces por semana, a cargo de un kinesiólogo capacitado en electroterapia. Se evaluó cuantitativamente la capacidad de marcha mediante fotogrametría (*Oxford Metrics*, Oxford, UK) en condición pre y post entrenamiento con FES y cicloergómetro. El procedimiento de evaluación fue desarrollado por un equipo de profesionales con experiencia en biomecánica, de acuerdo con el modelo biomecánico *PluginGait* [8]. En cada evaluación se registraron 10 trayectos de marcha, los cuales fueron analizados y comparados para identificar las curvas de mayor consistencia intra-test. Las curvas de mayor consistencia fueron seleccionadas para análisis de parámetros temporo-espaciales y cálculo de “Gait Deviation Index” (GDI). El GDI consiste en un método utilizado para medir el patrón de marcha como un parámetro único basado en el conjunto de datos cinemáticos de una persona en comparación con una base de datos de normalidad [9].

2.3 Descripción del equipo

Se utilizó un estimulador eléctrico funcional de 6 canales (*TrainFES, Biomedical Devices SpA, Chile*) el cual se compone de una unidad estimuladora de 95 x 50 x 30 mm y 100 gr de peso acoplada al cicloergómetro (MOTOmed Viva 2, Reck GmbH., Germany), una interfaz de usuario remota consistente de una app Android para configuración de la estimulación de manera inalámbrica vía bluetooth 4.1, y una unidad de medida inercial posicionada en el eje del cicloergómetro para detectar la rotaciones y gatillar la estimulación de acuerdo a un patrón de estimulación preconfigurado. Los músculos estimulados fueron cuádriceps, isquiotibiales, tríceps sural y tibial anterior para todos los pacientes, con intensidad variable de acuerdo a la respuesta de cada paciente, buscando contracción visible y con generación de movimiento.

2.3 Análisis estadístico

El análisis estadístico fue realizado externamente, por un especialista en bioestadística de la Universidad de los Andes de Chile, mediante el software SPSS 17.0 (SPSS.Inc.) comparando las variables del examen de marcha pre y post intervención, específicamente la cadencia, largo de zancada, velocidad de marcha y GDI. Se realizó estadística descriptiva e inferencial en las variables de estudio. Las variables cualitativas se describieron a través de frecuencias, mientras que las cuantitativas a través de su mediana y rangos intercuartílicos. La estadística inferencial consistió en comparaciones pareadas entre las condiciones pre y post intervención. Dado que las variables no cumplieron el supuesto de normalidad, las comparaciones se realizaron a través de la prueba de Wilcoxon. Todos estos análisis se llevaron a cabo en la muestra general y divididas según rango etario (menores y mayores de 60 años). Se consideró significancia estadística a aquellos valores $p < 0.05$.

3. Resultados

Al finalizar el estudio se compararon las variables del examen de marcha en condición pre y post entrenamiento para identificar los efectos de la terapia con FES y cicloergómetro en el grupo de estudio. Los resultados indican que, al considerar la muestra general, las variables GDI derecho, GDI izquierdo y la cadencia no se modifican con el entrenamiento FES. Las variables que si se modifican con el entrenamiento fueron la velocidad de marcha (aumenta) y la longitud de zancada (aumenta). Al considerar la muestra por edad, en pacientes mayores de 60 años, no se modificó ninguna variable con el entrenamiento con FES. Sin embargo, en personas menores de 60 años se modificaron las mismas variables que en la muestra general, y además se identificaron mejoras en el GDI derecho, con tendencia a normalizarse acercándose al 100.

Condición	GDI Izquierdo	GDI Derecho	Velocidad	Largo Zancada	Cadencia
Pre-FES	77,34	76,81	0,67 m/s	0,86 m	90,95 pasos/m
Post-FES	77,70	78,36	0,74 m/s	0,95 m	90,57 pasos/m
Cambio	0,37	1,56	0,07 m/s	0,06 m	-0,39 pasos/m

Tabla 1. Datos Pre y Post Programa FES con cicloergómetro en toda la muestra

4. Conclusiones y Discusión

El presente estudio evaluó los efectos de un entrenamiento con FES multicanal y cicloergómetro para extremidades en personas con condiciones de salud del sistema nervioso. Al finalizar el programa de 24 sesiones, se identificaron mejoras en los parámetros espaciotemporales de la marcha, principalmente en las variables velocidad y largo de zancada al considerar la muestra general. Adicionalmente, se encontró que los efectos son mejores en población de pacientes menores de 60 años, quienes además de lo anterior, presentaron cambios positivos en la cinemática articular la marcha evidenciado por una tendencia hacia la normalización del GDI posterior al entrenamiento. Nuestros resultados son consistentes otros estudios tales como el trabajo de Laufer 2009 y Stein 2010, quienes demostraron un efecto terapéutico después del uso de FES durante 3 meses en pacientes con accidente cerebrovascular crónico [10]. Otros estudios también han demostrado que el FES mejora de la velocidad de marcha en individuos con enfermedades del sistema nervioso tales como el accidente cerebrovascular crónico, incluso en etapas tardías al uso del dispositivo [11]. Futuros trabajos deberían continuar con la terapia FES, comparando los resultados entre distintas patologías y además incorporar nuevas medidas de resultados, tales como el estudio del consumo energético de la marcha mediante pruebas de esfuerzo cardiopulmonar e identificar los efectos de la terapia a mediano y largo plazo.

5. Agradecimientos

Los autores del presente agradecen a la Corporación de Rehabilitación Club de Leones Cruz del Sur de Chile y la Red Iberoamericana de Rehabilitación y Asistencia de Pacientes con Daño Neurológico mediante Exoesqueletos Robóticos de Bajo Coste (REASISTE) y por el apoyo entregado en las actividades de investigación.

5. Referencias

-
- [1] Sabut, S. K., Sikdar, C., Kumar, R., & Mahadevappa, M. (2011, August). Improvement of gait & muscle strength with functional electrical stimulation in sub-acute & chronic stroke patients. In *Engineering in Medicine and Biology Society, EMBC, 2011 Annual International Conference of the IEEE* (pp. 2085-2088). IEEE.
 - [2] Glanz, M., Klawansky, S., Stason, W., Berkey, C., & Chalmers, T. C. (1996). Functional electrostimulation in poststroke rehabilitation: a meta-analysis of the randomized controlled trials. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, 77(6), 549-553.
 - [3] Popovic, M. B., Popovic, D. B., Sinkjær, T., Stefanovic, A., & Schwirtlich, L. (2002). Restitution of reaching and grasping promoted by functional electrical therapy. *Artificial organs*, 26(3), 271-275.
 - [4] Hunt K, Fang J, Saengsuwan J, Grob M, Laubacher M. On the efficiency of FES cycling: A framework and systematic review. *Technol Health Care*. 2012;20(5):395–422.
 - [5] Griffin L, Decker MJ, Hwang JY, et al. Functional electrical stimulation cycling improves body composition, metabolic and neural factors in persons with spinal cord injury. *J Electromyogr Kinesiol*. 2009;19(4):614–622.
 - [6] Griffin L, Decker MJ, Hwang JY, et al. Functional electrical stimulation cycling improves body composition, metabolic and neural factors in persons with spinal cord injury. *J Electromyogr Kinesiol*. 2009;19(4):614–622.
 - [7] Grohler M, Angeli T, Eberharter T, Lugner P, Mayr W, Hofer C. Test bed with force-measuring crank for static and dynamic investigations on cycling by means of functional electrical stimulation. *IEEE Trans Neural Syst Rehabil Engineer*. 2001;9(2):169–180.
 - [8] Vicon®, 2002. Plug-in-Gait modelling instructions. Vicon® Manual, Vicon®612 Motion Systems. Oxford Metrics Ltd., Oxford, UK
 - [9] Schwartz MH, Rozumalski A. The Gait Deviation Index: a new comprehensive index of gait pathology. *Gait Posture*. 2008;28(3):351-7. DOI: 10.1016/j.gaitpost.2008.05.001.
 - [10] Laufër Y, Ring H, Sprecher E, Hausdorff JM. Gait in individuals with chronic hemiparesis: one-year follow-up of the effects of a neuroprosthesis that ameliorates foot drop. *J Neurol Phys Ther*. 2009;33(2):104–110
 - [11] Stein RB, Everaert DG, Thompson AK, Chong SL, Whittaker M, Robertson J, et al. Long-term therapeutic and orthotic effects of a foot drop stimulator on walking performance in progressive and nonprogressive neurological disorders. *Neurorehabil Neural Repair*. 2010;24(2):152–167.

Pequeñas unidades económicas de talleres de Prótesis y Ortesis para el fortalecimiento de los centros de rehabilitación públicos

Ing. Rafael Kohanoff^a Técnico Protesista Daniel Suarez^b

^a Centro de Tecnologías para la Salud y Discapacidad del INTI (Instituto Nacional de Tecnología Industrial) <https://www.inti.gob.ar/>

Av. Gral. Paz 5445 – San Martín, Pcia. Buenos Aires, Argentina rkohanoff@inti.gob.ar

^b Centro de Tecnologías para la Salud y Discapacidad del INTI (Instituto Nacional de Tecnología Industrial) <https://www.inti.gob.ar/>

Av. Gral. Paz 5445 – San Martín, Pcia. Buenos Aires, Argentina desuarez@inti.gob.ar

1. Resumen:

La OMS (Organización Mundial de la Salud) señaló la necesidad de disponer de los servicios de rehabilitación que incluyan talleres de prótesis y ortesis en todos los lugares del mundo y, especialmente, incrementarlo en los países de ingresos bajos y medios. Esta necesidad se verificó con claridad en nuestro país ya en el año 1960 cuando el Dr. José Cibeira crea la carrera de Prótesis y Ortesis y beca alumnos de todas las provincias para que, al cabo de cumplir los cuatro años de carrera, puedan atender profesionalmente los talleres de prótesis y ortesis de los centros de rehabilitación pública de cada provincia.

Este intento fracasó porque los talleres de P y O no se instalaron. Desde entonces solo cinco talleres públicos de P y O existen en los centros de rehabilitación. El Centro de Tecnologías para la Discapacidad del INTI desarrolló una metodología de instalación económica de talleres y capacitación de personal que resultó muy exitosa a tal punto que el Ministerio de Salud de la Nación decidió instalar un modelo similar en cada una de las provincias.

El documento describe los problemas de las personas que necesitan P y O, los modos de actuar del INTI, el impacto y los resultados obtenidos.

Se describen detalladamente la maquinaria y herramientas necesarias, los insumos para los diferentes tipos de P y O y toda información que resulta útil para que sirva de experiencia en otros países.

Palabras clave: Centros de rehabilitación, Prótesis, Ortesis, Equipamiento P y O, talleres públicos, discapacidad.

2. Introducción:

La falta de equipamiento protésico/ortésico producen a personas deformidades, interrupción y/o prolongación en el proceso de rehabilitación, impacto negativo ante la sociedad, dificultades de inserción social y laboral. Esta situación se agrava con los tiempos de espera prolongados para la adquisición de elementos que, en muchos de los casos, son inadecuados. La situación más crítica la atraviesan los sectores que no disponen de obra social y que reciben todos los impactos negativos con mayor intensidad.

El déficit en el equipamiento protésico/ortésico estriba fundamentalmente en la ausencia de talleres de P y O públicos, personas sin obra social y la falta de políticas públicas que atiendan a esta franja de la población.

El INTI encaró la superación de esta situación apoyando tecnológicamente la instalación de pequeños talleres de P y O en organismos públicos municipales y provinciales brindando así mismo la capacitación adecuada a l personal local. Simultáneamente informaba y promovía los resultados a nivel de autoridades nacionales para que se instalaran talleres “base” que pudieran atender la totalidad de las patologías, al menos uno en cada provincia.

3. Objetivo

El objetivo del proyecto que se llevó a cabo consistía en desarrollar e instalar talleres económicos eficaces y funcionales capacitando al personal correspondiente para lograr que una mayor cantidad de pacientes puedan ser atendidos en toda la extensión del país y, especialmente, destinado a los sectores vulnerables carentes de obra social.

4. Material y Método

En este ítem describimos la maquinaria necesaria con las especificaciones correspondientes; los insumos y componentes para tratamiento de los pacientes y el contenido de las capacitaciones.

4.1. Maquinaria

MAQUINAS PARA INSTALAR UN TALLER DE PROTESIS Y ORTESIS		
MAQUINAS	CANTIDAD	ESPECIFICACIONES TECNICAS
HORNO ELECTRICO	1	Tensión 220 V, dimensiones internas de 0,90x 1,00 metro, temperatura de trabajo de 0 a 180, regulador automático de control de la temperatura y mantenimiento de la misma, iluminación interna vidrio en la puerta para ver el interior. Protecciones eléctricas de seguridad.
PERFORADORA DE COLUMNA	1	Eléctrica, motor de 220 V de potencia, mandril de 16mm. Morsa , plato giratoria, regulación de velocidad variable de 500 a 3000 RPM y longitud de carrera de 50 cm.
COMPRESOR DE AIRE	1	A pistón, presión 10 bar, potencia 3 HP, velocidad de motor 1250, tanque 10 litros. Potencia HP con manguera de 5 metros de alta presión.
SOLDADORA ELECTRICA	1	De 300 AMP, monofásica, con punta y careta fotosensible con ventilación. Con 1 kilo de electrodos de 2 mm y 3 mm
BOMBA DE VACIO	1	Motor eléctrico 22V, capacidad 30 litros por minuto, tanque de almacenamiento de vacío y manguera de alta presión de 5 metros
AMOLADORA DE BANCO	1	Eléctrica de 220 V de potencia, 55 W velocidad de giro, 2850 RPM, tensión 220 V, con juego de punta cónica y polea expansible, chica mediana y grande.
MORZA	1	Nº3 con base giratoria
ATORNILLADOR	1	Profesional con mandril de 8 autoajutable, regulación de velocidad variable de 14 V baterías a litio, 2 cargador y Leds de iluminación.
PERFORADORA DE MANO	1	Profesional mandril de 13 mm, velocidad variable.
PISTOLA DE CALOR	1	220 V potencia y 2000 W, con display indicador de temperatura, regulador de temperatura

4.2. Insumos y Componentes

VALVAS

INSUMOS PARA LA CONSTRUCCION DE VALVAS			
	MATERIALES	PRESENTACION	CANTIDAD
1	caño de luz 5/8	6 metros	1,5 mts
2	film de polietileno	rollo de 30 cm	5 mts
3	film de teflón 2 micrones	plancha 1 metro cuadrado	5mts
4	medias de nylon de mujer	1 par	1 par
5	polietileno alto impacto	plancha de 3mm de 2x 1 metro	1/4 plancha
6	polipropileno	plancha de 4 mm de 2x 1metro	1/4 plancha
7	vendas de yeso (de 15cm)	unidad de 15	2 unidades
8	yeso	bolsa de 40 Kg	4kg

PROTESIS SOBRE RODILLA

INSUMOS CONSTRUCCION DE PROTESIS SOBRE RODILLA			
	MATERIAL	PRESENTACION	CANTIDAD
1	hierro redondo de 8	metros	1,5mts
2	medias de nylon de mujer	par	1 par
3	polietileno alto impacto	plancha 6 mm 2x1 metro	1/4 plancha
4	vendas de yeso secado rápido	unidad de 15 cm	2 unidades
5	yeso	bolsa de 40 Kg	6kg
COMPONENTES PARA LA CONSTRUCCION DE PROTESIS SOBRE RODILLA			
	COMPONENTES	PRESENTACION	CANTIDAD

1	estrella móvil	unitario	1
2	rodilla mono eje con bloque auto.	unitario	1
3	adaptador de tubo	unitario	1
4	tubo con adaptador distal	unitario	1
5	adaptador de pie	unitario	1
6	pie SACH	unitario	1
7	funda cosmética con medias	unitario	1

4.3. Talleres de Capacitación

Los talleres de capacitación que se instalan disponen todos de las mismas máquinas y herramientas para atender tanto sea los talleres de nivel base de todas las patologías como el por los niveles satelitales que atienden solamente a las patologías de Nivel 1 (valvas y férulas). Las Maquinas necesarias son sumamente sencillas, de fácil adquisición en el mercado y además económicas. Solo a título de ejemplo la más costosa es un horno pizzero de un valor de u\$s 200 y una bomba de vacío de u\$s 250

Los talleres instalados con sus herramientas correspondientes tuvieron un costo inferior a los u\$s3000.

La capacitación se realiza en tres talleres (Nivel I, II y III) cuya duración es de una semana.

En el NIVEL 1 se atienden pacientes con patologías como lesiones medulares, ACV, Pc; que necesiten equipamientos ortopédicos como: Férulas AFO, KAFO Ortesis de miembro superior.

Los destinatarios son profesionales de la salud de la institución correspondiente.

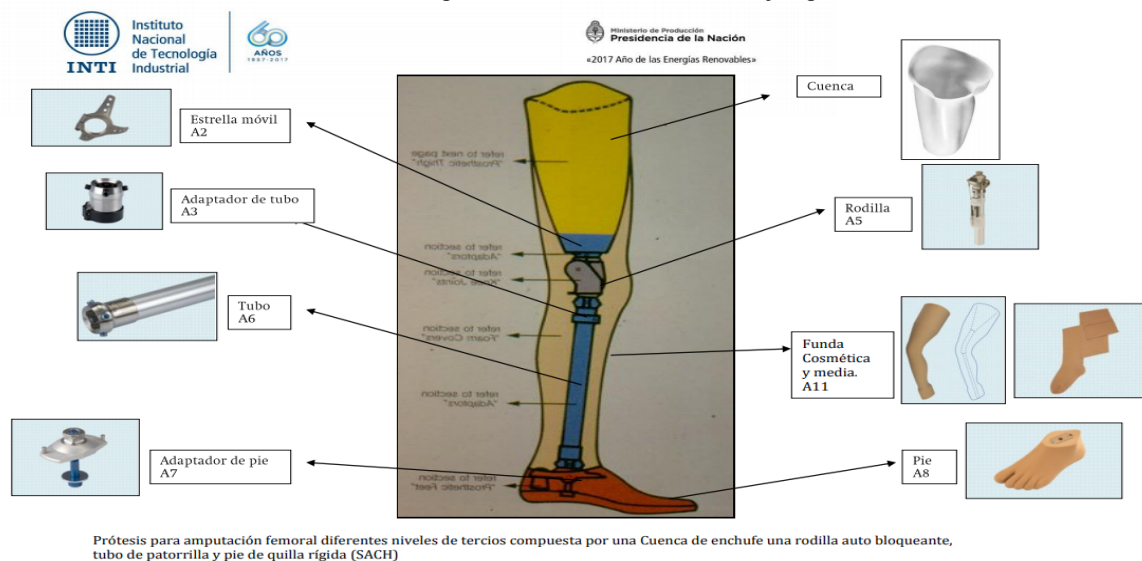
Con los NIVELES 2 y 3 se complementa la capacitación para todo tipo de patologías y está destinado a profesionales de la salud incluyendo obligatoriamente protesistas y ortesistas.

4.4. Guía de Componentes de Equipamiento

La guía sirve de orientación para que los profesionales que prescriben las órdenes tengan los elementos para la selección adecuada de insumos y componentes.

La clasificación se ha ordenado en 4 módulos para miembro inferior y 5 módulos para miembro superior.

Todos los módulos tienen la misma descripción. Mostramos a título de ejemplo en Modulo 3



Resultados

Los resultados fueron exitosos y se evaluaron y determinaron por los hechos que exponemos a continuación:

a. Efecto Cuantitativo:

Fueron adquiridos los equipos señalados por el INTI en las siguientes localidades: Tres Isletas (Chaco); Mendoza (Mendoza); Santiago del Estero (Santiago del Estero); Santo Tome (Corrientes); Rio Gallegos (Santa Cruz); Mercedes (Corrientes), 9 de Julio (Buenos Aires); Rio Grande (Tierra del Fuego); El Bolsón (Chubut)

En los cuatro primeros, que están en pleno funcionamiento, fueron atendidos 1954 casos hasta fines del año 2017. Se detallan a continuación:

Los cinco últimos con las maquinarias adquiridas se encuentran en diferentes estados de desarrollo del proyecto.

Finalmente, quizás lo más importante a destacar sea que el Ministerio de Salud de la Nación, en base a la experiencia del proyecto en cuestión decidió, con el apoyo del INTI, instalar un taller “base” que pueda atender todas las patologías en cada una de las provincias.

Los diez primeros fueron licitados y adquiridos. Se están enviando a los lugares acordados.

Cabe destacar que la selección de los lugares se hizo sobre la base de la exigencia de disponer del local, con la infraestructura correspondiente, establecida para el proyecto. También se realizó el relevamiento del personal teniendo en cuenta especialmente las psicomotricistas, enfermeras, protesistas y ortesistas, profesores de educación física, nutricionistas, trabajadores sociales, musicoterapistas, psicopedagogos, psicólogos, terapeuta ocupacionales, fonoaudiólogos, kinesiólogos y fisiatras. En base a esta evaluación fueron seleccionados los primeros diez lugares que se detallan a continuación:

El sector público al término del año 2020 pasara de haber tenido 5 talleres públicos un mínimo de 34 talleres públicos, nacionales, provinciales y/o municipales.

b. Efecto Económico:

Costos:

AFO.	u\$s. 16
A/BAJO RODILLA.	u\$s. 376
A/SOBRE RODILLA	u\$s. 603

c. Efecto Tiempo:

Tiempo de fabricación:

AFO: 5 horas

A/ bajo rodilla: 5horas

A/sobre rodilla: 7horas

d. Efecto Ético:

Cabe destacarse la valoración de las personas atendidas y su dignidad, habiéndose logrado muy bajos tiempos de espera, tiempos muy reducidos en el equipamiento y el seguimiento y la atención posterior con los menores traslados.

e. Efecto en los Organismos Públicos:

Las autoridades fueron reconocidas por la sociedad, por su preocupación y los resultados muy visibles en los pacientes atendidos. Los efectos del financiamiento a cargo del estado resulto mucho menor que las adquisiciones en el mercado.

f. Efectos personales:

Las personas que fueron tratadas con estos procedimientos, junto a sus familiares y entorno manifestaron permanentemente en el ámbito social su satisfacción y su reconocimiento por el tratamiento y los Resultados.

5. Conclusiones

Los resultados exitosos de la implementación de este proyecto indican que el mismo podría mejorarse notablemente instalando en el interior de las provincias talleres satelitales de Nivel 1 en todos los municipios distanciados del taller base global de Nivel 3 que recibiría la asistencia de este último.

La eficiencia de este proyecto está muy vinculada a la vocación, el compromiso y la idoneidad de los profesionales que atienden en los diferentes talleres.

Los beneficios han sido descriptos en los resultados obtenidos.

Gestión de Tecnologías en un Servicio Estatal de Rehabilitación

Mercante Silvana Teresa

Médica Especialista en Fisiatría y Jefa del Servicio de Rehabilitación del Hospital J. N. Lencinas de Mendoza, <http://www.salud.mendoza.gov.ar/contactos/lencinas/> Talcahuano 2194 Godoy Cruz, Mendoza, Argentina silmercante@yahoo.com.ar

Palabras claves: gestión en servicios de salud, tecnologías en rehabilitación, bioingeniería

RESUMEN DE LA CONTRIBUCION

El uso de tecnologías complejas y avanzadas aumentó de modo sostenido en las últimas décadas, y la rehabilitación médica no es ajena a este fenómeno, estableciéndose como parte del trabajo del equipo interdisciplinario de rehabilitación. La dotación adecuada de tecnología en los Servicios de Rehabilitación de los hospitales de la red pública no es tarea fácil, teniendo en cuenta, que no puede depender de la distribución de los presupuestos económicos anuales del Ministerio de Salud. Los servicios de salud constituyen organizaciones complejas y susceptibles al cambio. El primer vector de cambio ha sido la propia evolución del conocimiento médico y de la tecnología que el mismo genera. El Servicio de Rehabilitación del Hospital José Néstor Lencinas, es el efector estatal de mayor complejidad provincial y cuenta con antecedentes de Gestión en Tecnologías de Rehabilitación, a través de vínculos de cooperación y asociación a entidades públicas y privadas; y fundamentalmente a través de la participación en la Red de Investigadores REASISTE (Red Iberoamericana de Rehabilitación y Asistencia de Pacientes con Daño Neurológico mediante Exoesqueletos Robóticos de Bajo Coste), pudiendo hoy haber consolidado el espacio en la temática. El objetivo de este trabajo es dar a conocer herramientas de gestión en tecnologías de rehabilitación y realizar una breve reseña de los resultados obtenidos.

1-Introducción:

Las tecnologías de rehabilitación(TR), también llamadas Tecnologías de Ayuda, en inglés «Assistive Technology» y relacionada a la Ingeniería de Rehabilitación, en inglés «Rehabilitation Engineering», se puede definir como «cualquier tecnología de la que puedan derivarse los productos, instrumentos, equipamientos o sistemas técnicos accesibles por personas con discapacidad y/o mayores -ya sean estos producidos especialmente para ellas o con carácter general- para evitar, compensar, mitigar o neutralizar la discapacidad o minusvalía y mejorar la autonomía personal y la calidad de vida» .

El ámbito en donde se desarrolla la Tecnología, pueden ser Servicios de Rehabilitación, Centros de Tecnología y Universidades de Ingeniería. En nuestro país aún hay escasa dedicación institucional al tema en los Servicios de Salud.¹

La gestión de tecnología en los Servicios de Rehabilitación de los hospitales de la red pública no es tarea fácil, teniendo en cuenta, que no puede depender de la distribución de los presupuestos económicos anuales del Ministerio de Salud. Los servicios de salud constituyen organizaciones complejas y susceptibles al cambio. El primer vector de cambio ha sido la propia evolución del conocimiento médico y de la tecnología que el mismo genera.

La distinción entre administración y gestión se torna importante cuando se trata de analizar el fenómeno de cambio en las organizaciones y cómo se toman las decisiones. En gestión la toma de decisiones se visibiliza como una forma de concebir las decisiones.²

2-Rol de los Servicios de Rehabilitación

El rol de los servicios hospitalarios de rehabilitación en la TR como así también en proyectos de investigación-desarrollo ha sido definido como: determinación de necesidades de los posibles usuarios, prescripción y comprobación de los equipos y aparatos existentes, evaluación y prueba de los prototipos de campo, de los nuevos productos o sistemas en proyectos de investigación y desarrollo.¹

3-Rol de las Universidades y Transferencia Tecnológica

El rol de las Universidades en la Sociedad del Conocimiento contribuye en funciones como la producción del conocimiento mediante actividades de Investigación +Desarrollo, transmisión mediante la formación y divulgación y transferencia del conocimiento tecnológico, posibilitando la absorción del conocimiento traducido en desarrollos en la sociedad, generando innovaciones, convirtiendo a la Universidad en una institución con un fuerte componente de servicio. ³

El Sistema de Ciencia y Técnica Argentino reconoce genéricamente a la Investigación como el conjunto de Investigación Básica +Investigación Aplicada+Desarrollo Tecnológico. Uno de los objetivos de la carrera del investigador es fomentar la transferencia de los resultados de la tarea técnico-científica a la sociedad. ⁴

4-Recomendaciones Internacionales, Legislación Nacional Vigente y Marco Reglamentario

La Convención de las Naciones Unidas sobre los Derechos de las Personas con Discapacidad (CDPD) pone de relieve la responsabilidad de los Estados a efectos de adoptar medidas eficaces que garanticen la movilidad personal de las personas con discapacidad con la mayor independencia posible, así como su obligación de promover y garantizar la disponibilidad y acceso a ayudas para la movilidad, dispositivos y tecnologías de apoyo.⁴ En nuestro país la Administración Nacional de Medicamentos, Alimentos y Tecnología Médica (ANMAT), regula los productos médicos a través del "Reglamento Técnico MERCOSUR de Registro de Productos Médicos.⁵ En el orden interno argentino, la ley nacional 24901, se erige como la herramienta técnica para que los pacientes que fueren discapacitados certificados por la autoridad competente, puedan solicitar la cobertura económica de los dispositivos tecnológicos.⁶

5-El Servicio de Rehabilitación del Hospital Lencinas

El Servicio de Rehabilitación del Hospital José Néstor Lencinas, es el efector estatal de mayor complejidad provincial; el Hospital forma parte de la Red Hospitalaria del Ministerio de Salud, Desarrollo Social y Deportes del Gobierno de la Provincia de Mendoza. Cuenta con 10 áreas de tratamiento, entre ellas Fisiatría, Kinesiología, Terapia Ocupacional, Hidroterapia, Taller de Ortesis y Prótesis, Ejercicio Físico Terapéutico, Fonoaudiología, Psicología, Psicopedagogía. Se desarrolla la Residencia Médica de Fisiatría y la de Kinesiología. Recientemente se ha incorporado al Equipo de Trabajo un Ingeniero Clínico.

Su misión es brindar atención en Rehabilitación Integral especializada y personalizada con el más alto nivel humano, científico y técnico, a todas las personas, niños, adolescentes y adultos, con secuelas de enfermedades neurológicas, reumatológicas, traumatológicas y enfermedades pulmonares y su visión es consolidarse como el Centro Provincial de Referencia en Rehabilitación, en la prevención, diagnóstico y tratamiento de personas con discapacidad motora y visceral, excelencia en capacitación de recursos humanos, promoviendo la tecnología y la investigación en rehabilitación.⁷

6-Proyectos y Gestión de Tecnología en Rehabilitación

6.1 Taller de Ortesis y Prótesis: Durante el año 2015 se trabajó en un Proyecto Institucional, que utilizó como estrategia el Desarrollo Organizacional y se creó el Primer Taller Estatal de Ortesis y Prótesis. La metodología utilizada fue basada en marcos teóricos de proyectos sociales y aprendizaje basado en problemas. El taller comienza su producción en el año 2017, a la fecha la producción total del taller ha sido de 181 elementos.⁸

6.2 Participación en estudio Multicéntrico. En el año 2017, y durante dos años, a través de la participación de estudio de investigación multicéntrico donde participaron 10 centros de rehabilitación a nivel nacional, generado y coordinado por INEBA (Instituto de neurociencias BA), recibimos dos computadoras con placa de video, 2 Kinetic, licencias de juegos de Realidad Virtual y capacitación en el entrenamiento de pacientes con trastornos de marcha con diagnóstico de Esclerosis Múltiple. El trabajo fue concluido y en breve se darán a conocer los resultados por el Coordinador del proyecto.

6.3 Subsidios obtenidos del Ministerio de Salud Provincial Gobierno de Mendoza. En el año 2018 se trabajó sobre el diseño de dos proyectos de investigación: Realidad Virtual en pacientes con trastornos del equilibrio posterior a Accidente Cerebro Vascular en el Hospital J.N. Lencinas y Rehabilitación de pacientes con ACV utilizando Robot Monoarticular de tobillo de bajo costo (MEXO). Los mismos fueron subsidiados por el PROGRAMA DE INCENTIVOS “Investigadores Mendocinos” Convocatoria 2019 de la Dirección de Investigaciones, Ciencia y Tecnología (DYCIT). Ambos se encuentran en ejecución, el primero en etapa de reclutamiento de pacientes y el segundo en etapa de adquisición de componentes para el exoesqueleto MEXO. Cabe aclarar que éste último se lleva a cabo por vinculación con el grupo de Neurorehabilitación del Consejo Superior de Investigaciones Científicas de España y con el apoyo de la red REASISTE.

6.4 Vinculación IMBECU-CONICET-INTI. Se elaboró protocolo de investigación titulado Factor neurotrópico cerebral (BDNF) y entrenamiento de marcha en pacientes con secuela de accidente cerebro vascular. En el mismo se combina investigación básica, investigación aplicada y tecnología a través de un simulador de marcha. Proyecto que se iniciará en año 2019-2020

6.5 Vínculo con Universidades Locales. Participación en Proyecto de Diseño y fabricación de prótesis y ortesis asistidos por Scanner e Impresora 3 D. Subsidios de Investigación Proyectos SIIP tipo4 (Secretaría de Investigación, Internacionales y Posgrado). Universidad Nacional de Cuyo. El mismo se encuentra en etapa de ensayos y pruebas de materiales en la Universidad. Participación en Proyecto “Sistema de análisis de marcha mediante sensores iniciales (imu)

para poblaciones vulnerables". Proyectos de Investigación y Desarrollo (PID) Ministerio de Ciencia, Tecnología e Innovación Productiva ANPCyT Agencia Nacional de Promoción Científica y Tecnológica Fondo para la Investigación Científica y Tecnológica (Universidad Tecnológica Nacional). A la espera de resultados de la convocatoria.

7. Conclusiones

Las tecnologías aportan beneficios personales, sociales y económicos para los pacientes con discapacidad y el sistema de salud. La gestión y acceso a estas tecnologías se hace dificultoso a nivel estatal por recursos económicos insuficientes y falta de conocimiento de los actores intervinientes en el proceso (profesionales de la salud, entidades reguladoras, organismos estatales, comité de ética). Además, es de destacar los tiempos de demora en la aprobación de los proyectos por las distintas organizaciones estatales que intervienen en el proceso de evaluación. Es imprescindible que los gestores de Servicios de Rehabilitación aumenten sus conocimientos sobre materias tecnológicas, e incorporen ingenieros y técnicos a los equipos de salud. Es prioritario crear vínculos de cooperación con grupos que desarrollan la temática ya sea en Centros de Investigación y Universidades. Es posible concluir que el crecimiento en el área de Tecnologías de Rehabilitación del Servicio de Rehabilitación del Hospital J N Lencinas fue a través de la utilización de herramientas de gestión en salud, la vinculación con Centros de Tecnología y Universidades, la participación en proyectos de Investigación e Investigación+Desarrollo, la gestión de subsidios a entidades estatales financiadoras, la participación activa y trabajo en equipo de las personas que integran el Servicio y a la participación en la Red de Investigadores REASISTE.

La autora desea agradecer el apoyo de REASISTE (Red Iberoamericana de rehabilitación y atención de pacientes con daño neurológico por exoesqueletos robóticos de bajo costo, 216RT0505), financiado por CYTED (Ciencia y Tecnología Iberoamericana para el Desarrollo)".

REFERENCIAS BIBLIOGRAFICAS.

- 1- J. Mendoza Sarmiento, A. Gil Agudo, A. Sánchez Ramos, A. Esclarín de Ruz. La tecnología de la rehabilitación y la lesión medular. *Rehabilitación (Madr)* 1998;32:477-488
- 2- Federico Tobar. *Modelos de Gestión en Salud*. Buenos Aires. 2002.
- 3- María T. De Ossa, John E. Londoño* y Alejandro Valencia-Arias *Modelo de Transferencia Tecnológica desde la Ingeniería Biomédica: un estudio de caso Información Tecnológica Vol. 29(1), 83-90 (2018)*
- 4- Roberto Giordano Lerena. *Taller Regional PDTs –UNCUYO*. Junio 2019
- 5- Administración Nacional de Medicamentos, Alimentos y Tecnología Médica. *SALUD PUBLICA Disposición 2318/2002 (texto ordenado según Disposición 1285/2004)*
- 6- Ley 24.901
- 7- *Manual de Funciones Servicio de Rehabilitación Hospital J N Lencinas*. Año 2018
- 8- MERCANTE, Silvana.; GAITÁN, Rosana; *Proyecto Institucional: Desarrollo Organizacional: Taller de Ortesis y Prótesis del Servicio de Rehabilitación del Hospital José Néstor Lencinas*. 2017.Parodi, R. (2017).

Propuesta de aplicación práctica de la CIF como método integral e interdisciplinario para la evaluación funcional de personas en situación de discapacidad

Diego Antonio Beltramone^{1a}, Marcela Rivarola^{2b}

^a Escuela de Ingeniería Biomédica - Facultad de Ciencias Exactas, Físicas y Naturales - Universidad Nacional de Córdoba - Argentina-, Av. Vélez Sársfield 1611, Córdoba, Argentina; ^b Escuela de Kinesiología y Fisioterapia - Facultad de Ciencias Médicas - Universidad Nacional de Córdoba - Argentina-, Enrique Barros s/n, Ciudad Universitaria, Córdoba, Argentina.

Resumen

Las personas en situación de discapacidad son evaluadas por equipos de profesionales, que desde un paradigma funcional y de participación, promueven el uso de diversas herramientas estandarizadas: protocolos, escalas, guías, tablas y tests, tales como FIM de la CIF/OMS, Barthel, Callier Asuza, entre otras, y otras que intentan valorar su calidad de vida. Se identifica como dificultad y como necesidad el logro de una mirada integral/holística de la persona que requiere este proceso. A partir de este análisis se efectúa la propuesta de homogeneizar la evaluación como una propuesta flexible e integral, contando con un formalismo más simple, práctico, interdisciplinario y eficaz que tenga en cuenta cada aspecto de la persona en situación de discapacidad. Para realizar esto, se está realizando un proyecto de investigación por parte de un equipo interdisciplinario, utilizando la Clasificación Internacional del Funcionamiento, de la Discapacidad y de la Salud, generada por la Organización Mundial de la Salud. El objetivo de este artículo es socializar el anteproyecto presentado.

Palabras clave: CIF, evaluación funcional integral, discapacidad

1. Introducción

1.1. Identificación de necesidades

Cuando se evalúa a una persona en situación de discapacidad, se debe indagar cuáles son sus necesidades para la ejecución de la tarea propuesta de manera FUNCIONAL (Lizalde-Isunza, 2015), teniendo en cuenta sus intereses y posibilidades. Por ejemplo, si lo concreto que necesita una persona es una herramienta para poder comunicarse con los demás, se considera qué elementos -motrices, visuales, auditivos, cognitivos, etc.- posee esta persona para poder utilizar esta herramienta, además de analizar las interferencias que posee para la ejecución de la tarea. Se tiene en cuenta cuál es la patología de base, pero como marco referencial y para conocer si tiene alguna característica progresiva o degenerativa. Es importante considerar que la herramienta propuesta sea coherente a los objetivos planteados dentro del PROGRAMA TERAPÉUTICO, ya que sería inadecuado que la elección de aquella no cumpla con la necesidad de alcanzar el objetivo funcional.

Para evaluar a una persona con discapacidad desde el punto de vista funcional existen diferentes protocolos, guías y escalas de algunas disciplinas (FIM (Mitchell, Laxe, Bernabeu, & López-Blázquez, 2011) de la CIF/Organización Mundial de la Salud, Barthel (Cid-Ruzafa & Damián-Moreno, 1997), Callier Asuza, entre otras), e incluso para evaluar la calidad de vida (por ejemplo Escala San Martín (“Una escala para evaluar la calidad de vida de personas con discapacidad | DOWNberri”, 2014) o FUMAT (Verdugo Alonso, Gómez Sánchez, & Arias Martínez, 2009), que también sirve para personas mayores). **El inconveniente que se detecta es que se evalúan diferentes aspectos enfocados en objetivos disciplinares separados, pero no en conjunto, es decir, no se realiza una evaluación de forma integral u holística.**

Se observa que los métodos para realizar evaluaciones funcionales no son uniformes, de modo tal que un equipo terapéutico puede utilizar tests y escalas distintos a otro equipo terapéutico. Una situación similar se observa incluso dentro de una misma disciplina, donde un profesional puede utilizar distintas herramientas de evaluación que otro colega, según su criterio.

Este proyecto investiga y desarrolla una primera propuesta a modo de respuesta: homogeneizar la evaluación funcional, para que sea integral, flexible, y contar con un formalismo simple, práctico y eficaz, a fin de evaluar

¹ diego.beltramone@unc.edu.ar, número de teléfono: (+54) 9 351 5731114, <http://www.biomedica.esc.efn.uncor.edu/>

² licfabianarivarola69@gmail.com, número de teléfono: (+54) 9 351 5589735, <http://www.ekyf.unc.edu.ar/>

funcionalmente a una persona en situación de discapacidad en su contexto social y ambiental, por un equipo de profesionales interdisciplinario, con el objetivo final de mejorar su calidad de vida.

1.2. Antecedentes – Análisis Bibliográfico

Un antecedente importante para poder evaluar de forma integral es la Clasificación Internacional del Funcionamiento, de la Discapacidad y la de la Salud, conocida como CIF (Organización Mundial de la Salud, 2001). En este documento se indica que “El objetivo principal de esta clasificación es brindar un lenguaje unificado y estandarizado, y un marco conceptual para la descripción de la salud y los estados “relacionados con la salud”. La clasificación revisada define los componentes de la salud y algunos componentes “relacionados con la salud” del “bienestar” (tales como educación, trabajo, etc.). Por lo tanto, los dominios 2_a incluidos en la CIF pueden ser considerados como dominios de salud y dominios “relacionados con la salud”. Estos dominios se describen desde la perspectiva corporal, individual y mediante dos listados básicos: (1) Funciones y Estructuras Corporales; (2) Actividades-Participación.”

En la investigación bibliográfica que se realizó hasta la fecha no se ha encontrado otra herramienta o protocolo que sirva para abordar a la persona con discapacidad en forma holística mediante un proceso que permita generar una propuesta integral funcional a medida de las capacidades y que satisfaga sus necesidades particulares en forma pertinente, y que tenga en cuenta todas las dimensiones de su desarrollo.

Si bien Verdugo (Verdugo, 2001) se orienta al ámbito educativo de personas en situación de discapacidad con su planteo “Mientras que los tests estandarizados son de mayor utilidad cuando se necesita un diagnóstico y una información preliminar general de un individuo, las medidas informales son de mayor importancia cuando queremos datos útiles para la intervención educativa porque se centran en medir el progreso del alumno en el currículo”, se considera válida su apreciación respecto de la información que aportan las medidas informales, extrapolando a cualquier persona en situación de discapacidad.

Por otro lado, existen algunas aproximaciones en el ámbito de la discapacidad múltiple y la educación especial, donde se hacen abordajes desde distintas disciplinas y con un enfoque funcional (Guevara, 2011), aunque no se hace relación a una propuesta o respuesta tecnológica. Sin embargo, es probable que puedan realizar importantes aportes a este proyecto por su pertinencia.

1.3. Interrogante sobre la CIF

A partir del análisis de los antecedentes, inicialmente se observa que la única herramienta integral para que un equipo interdisciplinario evalúe funcionalmente a una persona en situación de discapacidad es la CIF.

Un interrogante que surge es que, si la CIF se publicó en el año 2001, ¿por qué actualmente no se utiliza masivamente en los equipos terapéuticos? Cuando consultamos a distintos profesionales al respecto, muchos no conocen la CIF y otros que sí la conocen plantean que es muy larga, engorrosa, y poco práctica. Por ello, utilizan herramientas de evaluación más específicas y particulares.

1.4. Idea general propuesta

La propuesta de este proyecto de investigación es analizar diferentes herramientas estandarizadas utilizadas actualmente para evaluar personas en situación de discapacidad -entre ellas la CIF-, y aprovechar su experiencia, para proponer una herramienta de evaluación integral de personas con discapacidad, pero de una forma más práctica y sencilla, es decir, más usable, con un criterio unificado, global y holístico.

2. Materiales y métodos – cronograma de actividades

La metodología propuesta es experimental con estudio de casos (Martínez Carazo, 2006)

1. Protocolos de evaluación funcional existentes (Año 1 y parte de Año 2)
 - a. Se realizará un relevamiento sobre la existencia de metodologías empleadas similares en el dominio de la problemática abordada.
 - b. Se relevarán protocolos de evaluación funcional por área temática más utilizados en la actualidad.
 - c. Se clasificarán estos protocolos según área temática y según objetivos particulares de cada una
 - d. Se realizará una categorización de estos protocolos por medio de su evaluación, determinando previamente las variables importantes según su impacto. Estas variables surgirán a partir de la interacción con las disciplinas involucradas.
 - e. Se indagará sobre otras opciones posibles con el fin de contrastar con los protocolos hallados y determinar cuáles podrían tener mejores resultados para la hipótesis planteada

- f. Se estudiará la CIF, para determinar si es posible plantear una herramienta más práctica y sencilla, sin perder la integralidad (Año 2)
- g. Se comparará la CIF con los protocolos anteriores, a fin de determinar fortalezas y debilidades de cada uno (Año 2)
2. Casos realizados de sujetos en situación de discapacidad (Año 3)
 - a. Se relevarán y analizarán casos realizados por equipos interdisciplinarios que trabajan con personas en situación de discapacidad
 - b. Se determinarán estadísticamente factores de éxito y de fracaso de los casos relevados y analizados
3. Se diseñará y se implementará un prototipo de herramienta integral, que involucre las distintas áreas, incluyendo la evaluación funcional de personas con discapacidad (Año 4)
4. Se realizará una prueba de concepto a través de la implementación de una herramienta informática, con el propósito de verificar que el protocolo propuesto sea susceptible de ser utilizado de una manera útil (Año 4)

3. Resultados

Ya se ha realizado un relevamiento de protocolos de evaluación funcional por área temática más utilizados en la actualidad, fueron clasificados y luego categorizados, con el fin de identificar si algunos pueden satisfacer la hipótesis planteada, sobre todo en la necesidad de ser integrales. **La única herramienta encontrada hasta el momento con estas características es la CIF.** Por ello, actualmente se está investigando en forma conjunta sobre la CIF, a fin de lograr una capacitación interna a modo de grupo de estudio.

Al estar todavía en una etapa intermedia (año 2) respecto del proyecto total (4 años), aún no se pueden mostrar resultados y por lo tanto no sería apropiado plantear conclusiones que puedan evaluar la consistencia del trabajo. Como se mencionó en el Resumen, este artículo tiene el objetivo de socializar el anteproyecto presentado, en el cual se está investigando y haciendo desarrollos específicos.

4. Conclusiones

Al finalizar todo el proyecto se pretende implementarlo, luego de la Prueba de Concepto, en una plataforma informática Open Source, con el fin de que sea una herramienta útil para colegas y equipos que estén trabajando en la temática. Al ser de característica Open Source, se espera que pueda tener retroalimentación y mejoras por parte de la comunidad que la utilice.

5. Referencias

- Cid-Ruzafa, J., & Damián-Moreno, J. (1997). Valoración de la discapacidad física: el índice de Barthel. *Revista Española de Salud Pública*, 71(2), 127–137. Recuperado de http://scielo.isciii.es/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S1135-57271997000200004
- García, R. (2006). *Sistemas complejos*. <https://doi.org/10.1017/CBO9781107415324.004>
- Guevara, I. (2011). GUÍA DE DISCAPACIDAD MÚLTIPLE Y SORDOCEGUERA PARA PERSONAL DE EDUCACIÓN ESPECIAL. Recuperado de http://www.sobretodopersonas.org/phocadownload/Bibliografía_Discapacidad/Discapacidad_visual/Guía de discapacidad múltiple y sordoceguera para personal de educación especial.pdf
- Lizalde-Isunza, M. de L. (2015). Evaluación funcional de la discapacidad. *Revista Mexicana de Pediatría*, 82(3), 85–86. Recuperado de <http://www.medigraphic.com/pdfs/pediat/sp-2015/sp153a.pdf>
- Martínez Carazo, P. C. (2006). El método de estudio de caso Estrategia metodológica de la investigación científica. *Pensamiento y Gestión*, 20, 165–193. Recuperado de <http://www.redalyc.org/pdf/646/64602005.pdf>
- Mitchell, G., Laxe, S., Bernabeu, M., & López-Blázquez, R. (2011). Aplicación de la clasificación internacional del funcionamiento, de la discapacidad y de la salud en la evaluación del paciente con secuelas de traumatismo craneoencefálico. *Rehabilitación*, 45(1), 49–56. <https://doi.org/10.1016/j.rh.2010.10.004>
- Organización Mundial de la Salud. (2001). *CIF-Clasificación Internacional de Funcionamiento, de la Discapacidad y de la Salud-Versión Abreviada*. Recuperado de http://apps.who.int/iris/bitstream/handle/10665/43360/9241545445_spa.pdf?sequence=1&isAllowed=y
- Una escala para evaluar la calidad de vida de personas con discapacidad | DOWNberri. (2014). Recuperado de <https://downberri.org/2014/06/05/escala-san-martin/>
- Verdugo Alonso, M. A., Gómez Sánchez, L. E., & Arias Martínez, B. (2009). *Evaluación de la calidad de vida en personas mayores: La Escala FUMAT*. (Publicaciones del INICO, Ed.) (1º). Salamanca.

Recuperado de http://sid.usal.es/idocs/F8/FDO23248/herramientas_4.pdf

Verdugo, M. Á. (2001). EVALUACIÓN DE NIÑOS CON DISCAPACIDADES Y EVALUACIÓN DEL RETRASO MENTAL. *Servicio de Información sobre Discapacidad*.

IBERDISCAP 2019 – Rol del Bioingeniero en un centro de Neurorrehabilitación. Experiencia en Fleni

Diego Ferreyra, Marcos Nuñez, Marcos Crespo

Sección de Ingeniería en Rehabilitación. FLENI. Escobar: Ruta 9, Km 52.5, B1625XAF Escobar, Buenos Aires, Argentina.

Resumen

En los últimos años ha habido un progreso sustancial en el campo de las neurociencias y en la tecnología que generan cambios dinámicos en los programas de rehabilitación. Las técnicas de rehabilitación convencionales hoy pueden ser complementadas con nuevas estrategias tecnológicas. La capacidad de seleccionar, adaptar y utilizar la tecnología para lograr resultados objetivos en el tratamiento depende del modelo adoptado en cada institución y de la experiencia de los profesionales a cargo. El objetivo es dar a conocer la experiencia de trabajo en la sede Escobar de Fleni desde el inicio de la clínica de tecnología asistiva hasta la creación de la sección de Ingeniería en Rehabilitación y el Centro de Evaluación y Tratamiento con Tecnologías Asociadas a la Rehabilitación (CETTAR), incorporando así la tecnología en todo el proceso de rehabilitación como herramienta para lograr los mejores resultados posibles en cada caso.

Palabras clave: Bioingeniería. Tecnología Asistiva. Ingeniería en Rehabilitación.

Desarrollo

La Rehabilitación es un proceso complejo producto de la aplicación integrada de diferentes procedimientos que le permiten al individuo en situación de discapacidad adquirir las habilidades necesarias para alcanzar un estado funcional óptimo en su hogar como en la comunidad. La tecnología cumple un rol de relevancia permitiendo que aquellas personas que poseen sus funciones motoras, cognitivas y/o comunicativas alteradas, puedan encontrar alternativas para mejorar su calidad de vida.

Desde sus inicios en 2001, la sede de Escobar de Fleni cuenta con un equipo interdisciplinario de profesionales que conforman la Clínica de Tecnología Asistiva cuyo objetivo es conseguir el máximo desarrollo de las habilidades funcionales del paciente, habilitándolo a desplegar sus potencialidades y a superar aquellas barreras que se interpongan en su vida diaria empleando para ello diversos recursos tecnológicos.

El rol del bioingeniero dentro de la clínica de tecnología asistiva es amplio y dinámico y comprende una lista de tareas entre las cuales podrían mencionarse:

- Evaluación y recomendación de tecnología de asistencia al paciente.
- Participación activa en los Ateneos Médicos.
- Entrenamiento del usuario, familia en el uso de los distintos dispositivos.
- Diseño y desarrollo de dispositivos a medida del usuario. Adaptaciones.
- Mantenimiento preventivo y correctivo de los dispositivos.
- Búsqueda de nuevas tecnologías.
- Capacitaciones internas y externas.

- Actividades de investigación y vinculación tecnológica.
- Desarrollo operativo del área.

En la Clínica de Tecnología Asistiva de Fleni el Bioingeniero forma parte de un equipo compuesto además por profesionales de fonoaudiología, terapia ocupacional kinesiología y psicopedagogía, donde más allá de las tareas puramente técnicas, cuenta con una participación activa en la evaluación y entrenamiento de los usuarios del servicio como así también en las reuniones de pacientes y ateneos médicos.

En los últimos años ha habido un progreso sustancial en el campo de las neurociencias y en la tecnología que generan cambios dinámicos en los programas de rehabilitación. La tecnología está logrando brindar soluciones a problemas de discapacidad insospechadas hace apenas una década atrás. Las técnicas de rehabilitación convencionales hoy pueden ser complementadas con nuevas estrategias tecnológicas. Este desarrollo acelerado generó una demanda creciente de incorporación de tecnología en los programas de rehabilitación convencionales del centro. Así es que en 2015 se forma la sección de ingeniería en rehabilitación, asociada a un abordaje más general del uso de tecnología dentro de un centro de rehabilitación de las características de Fleni Escobar.

El Bioingeniero pasa a tener un rol central en la administración operativa de la sección siendo el nexo entre los profesionales de la salud y la tecnología y aportando herramientas tecnológicas a los programas convencionales de tratamiento, siempre sustentando su aplicación en el conocimiento y la evidencia científica. Se genera el Centro de Evaluación y Tratamiento con Tecnologías Aplicadas a la Rehabilitación (CETTAR), que comprende además de la incorporación de tecnología de alta gama, la elaboración de protocolos de trabajo objetivos que permitan un adecuado uso de los dispositivos en el tratamiento del paciente y el correcto seguimiento de los resultados.

En función de las prioridades a desarrollar del equipo médico y terapeutas se proponen las siguientes áreas de desarrollo:

- Tecnología de la Información, comunicación y aprendizaje.
- Control ambiental. Domótica
- Taller de Impresión 3D.
- Realidad Virtual y Tecnología del Entretenimiento aplicado a la rehabilitación.
- Interface Cerebro-Computadora.
- Posicionamiento y Movilidad.
- Balance y Equilibrio.
- Robótica y Exoesqueletos Motorizados.

Un equipo de Ingenieros trabaja de forma continua desde entonces en el desarrollo de estas áreas, asistiendo a médicos y terapeutas, generando programas de trabajo, incorporando nuevas tecnologías, adaptando y desarrollando interfaces para un mejor acceso a los dispositivos, recopilando y procesando información para un seguimiento objetivo del tratamiento, brindando capacitaciones, generando convenios de trabajo con instituciones académicas y empresas de tecnología y otro gran número de tareas que permiten integrar la tecnología de manera eficiente en la rehabilitación.

Proyecto de Creación del Centro de Transferencias de Tecnologías Accesibles de Rehabilitación

Ing. Rafael Kohanoff ^a, Silvana Mercante ^b

^a Centro de Tecnologías para la Salud y Discapacidad del INTI (Instituto Nacional de Tecnología Industrial) <https://www.inti.gob.ar/>

Av. Gral. Paz 5445 – San Martín, Pcia. Buenos Aires, Argentina rkohanoff@inti.gob.ar

^b Médica Especialista en Fisiatría y Jefa del Servicio de Rehabilitación del Hospital J. N. Lencinas de Mendoza, <http://www.salud.mendoza.gov.ar/contactos/lencinas/> Talcahuano 2194 Godoy Cruz, Mendoza, Argentina silmercante@yahoo.com.ar

Palabras claves: transferencia tecnológica, tecnología, rehabilitación

Resumen:

A la cantidad y velocidad de innovaciones, investigaciones y desarrollos tecnológicos vinculados a la salud, especialmente en el tema de la discapacidad y la rehabilitación de las personas, se suma la velocidad casi instantánea en la que estos adelantos pueden pasar al sistema productivo. Sin embargo un déficit enorme en un tema de tanta trascendencia como, es la transferencia de la tecnología, es que la misma llegue a todos los destinatarios que la necesitan, ya que hasta ahora no ha sido abordado el problema adecuadamente.

El objetivo es generar un Proyecto para la creación de Centros de Transferencias Accesibles de Tecnologías de Rehabilitación, elaborado por un Comité de Cooperación entre diferentes organizaciones. Los objetivos específicos serán: determinar todos los factores que permitan y faciliten la transferencia de tecnologías accesibles de rehabilitación, para personas con discapacidad, desarrolladas especialmente en los centros de investigación, universidades y demás organismos de investigación y desarrollo públicos y además de obtener una optimización de los recursos financieros y humanos invertidos por los organismos públicos en la investigación, la innovación y el desarrollo; desde la detección de necesidades, fijación de prioridades por parte del estado, aplicabilidad y transferencia.

Palabras clave: transferencia tecnológica, rehabilitación, discapacidad, transferencia, innovación.

Introducción:

La transferencia tecnológica es un concepto que adquiere cada vez mayor relevancia, con más razón en el marco de una sociedad globalizada y donde la innovación se ha convertido en el eje referencial de la dinámica social. Esta puede entenderse como el proceso que permite la transferencia de conocimientos técnicos, económicos y comerciales, entre una organización y otra, así como los aprendizajes que estimulan la capitalización del conocimiento generado, es decir, la aplicabilidad del mismo para configurarlo en beneficios económicos y sociales. La implementación de modelos de transferencia dentro de las instituciones requiere de un compromiso por parte de los directivos en cuanto a contratación del personal idóneo y los incentivos a investigación. Hay registros de experiencias de transferencia tecnológica en la región y en el mundo. 1

El Sistema de Ciencia y Técnica Argentino reconoce genéricamente a la Investigación como el conjunto de Investigación Básica +Investigación Aplicada +Desarrollo Tecnológico. Uno de los objetivos de la carrera del investigador es fomentar la transferencia de los resultados de la tarea técnico-científica a la sociedad.

El Ministerio de Ciencia, Tecnología e Innovación Productiva de la nación creado en el 2007, reconoce la necesidad de evaluar la Investigación Aplicada y el Desarrollo Tecnológico para promoverlos y contribuir desde el Sistema de Ciencia y Técnica al desarrollo de la Nación. En el año 2012 se crea la Comisión Asesora sobre evaluación del personal científico y tecnológico. La

evaluación de Ciencia y Técnica estaba sesgada hacia el enfoque tradicional, en el que primó la valoración de la producción científica, quedando fuera la Investigación Aplicada y el Desarrollo Tecnológico, y no fomentando la transferencia de resultados. En el 2012 esta Comisión asesora manifiesta la necesidad de un nuevo sistema de evaluación de las actividades de Ciencia y Técnica. En julio del 2013 se crea el banco de Proyectos de Desarrollo Tecnológico y Social, calificando los proyectos en función de la resolución de problemas, necesidades o demandas identificables en la sociedad y/o expresados por los agentes sociales. Entendiendo también la originalidad en el sentido de novedad local.

Hoy la realidad demanda una íntima vinculación y retroalimentación entre el sistema científico tecnológico y la sociedad. Incentiva a que las investigaciones se conviertan en desarrollos concretos, prototipos o productos. Ante este nuevo paradigma las universidades e instituciones de Ciencia y Técnica tienen una oportunidad para asumir un compromiso técnico-solidario de generación de tecnología para la sociedad, contribuyendo al desarrollo local y nacional aportando soluciones concretas a problemas concretos de la gente. 2

En Argentina la Administración Nacional de Medicamentos, Alimentos y Tecnología Médica (ANMAT), se rige por el "Reglamento Técnico MERCOSUR de Registro de Productos Médicos. La disposición 969/97 trata de un Régimen Aplicable a los estudios clínicos de Tecnología Médica. Hay una serie de requisitos, y entre ellos expresa que los ensayos deberán estar precedidos por estudios de investigación preclínica, pudiendo comenzarse con seres humanos con sujetos sanos o enfermos.3

A nuestro modo de ver, la educación y la tecnología, garantizan el mayor impacto, extensión, reproductividad y arraigo de los valores que se encuentran en todos los aspectos de la sociedad.

La cantidad de conocimiento y sus aplicaciones científicas y tecnológicas crecen vertiginosamente en función exponencial. Desde la iniciación de un invento a su aplicación, en el siglo XVIII, se tardaba más de 100 años, en el siglo XIX alrededor de 50 años; en el XX tan solo de 10 años; en 1950 las baterías solares tardaron dos años y hoy los tiempos son inmediatos.

A pesar de esta aceleración, existe una dificultad extrema en que los mismos sean transferidos y contribuyan al desarrollo productivo; con mucha mayor dificultad su aplicación en la sociedad.

Argentina tiene una enorme cantidad de investigadores talentosos y dispone de instalaciones con equipamiento moderno en universidades y centros de investigación. Sin embargo, no se ha estudiado profundamente la manera de optimizar este potencial para que sus resultados sean transferidos extensivamente.

Sin duda la tecnología permitió avances sustanciales en el quehacer de la vida y el desarrollo de la humanidad pero está claro que los imperativos tecnológicos obedecen a la lógica de mercado. La tecnología no puede tomar sus objetivos solamente del mercado y correr detrás de los modelos proyectados desde el mundo de las empresas y de los negocios. Su función mínima consiste en la gestación y pensamiento crítico contribuyendo a saber ¿Hacia dónde vamos? ¿Para qué lo hacemos? o sea, ser artífice en la construcción del mundo que deseamos.

Comprobado que los problemas son similares en casi todos los países latinoamericanos y los desarrollos científicos y tecnológicos del área no se transforman en productos o procesos que lleguen a todas las personas necesitadas.

Preguntas Disparadoras:

Focalizando el tema de la transferencia- particularmente de la rehabilitación- en los centros de investigación y desarrollo de nuestro país, hemos observado un retraso muy grande respecto a algunos países del mundo y decidimos encarar un proyecto que dé respuestas a algunas preguntas disparadoras:

1-¿Cuáles son y cómo se detectan las problemáticas concretas y más significativas que permitan definir una prioridad de acción en el área de la rehabilitación en la Rep. Argentina?

2-¿Cómo se promueven, acompañan y en los recursos y esfuerzos de la nación?

3-¿De qué manera se encausan los procesos de transferencia de la tecnología para que a través del sistema productivo o social llegue a la mayoría de las personas necesitadas y no quede muchas veces abandonadas o solo utilizadas por alguna empresa comercial, con una clientela limitada?

Objetivos

Se trata de relevar la información y definir los mecanismos que permitan cumplir con este objetivo. Sin duda, esto beneficiara a las personas necesitadas ahorrando fondos del Estado y los organismos pertinentes cumplirán con sus objetivos.

El objetivo es generar un Proyecto para la creación de Centros de Transferencias Accesibles de Tecnologías de Rehabilitación, elaborado por un Comité de Cooperación entre diferentes organizaciones para ser elevado ante las autoridades nacionales correspondientes que permita que los esfuerzos financieros y humanos de los investigadores sean utilizados beneficiosamente por las personas que los precisan. Los objetivos específicos serán: Determinar herramientas para relevar necesidades y fijar prioridades; determinar los factores que permitan y faciliten la transferencia de tecnologías accesibles de rehabilitación, para personas con discapacidad, desarrolladas especialmente en los centros de investigación, universidades y demás organismos de investigación y desarrollo públicos; identificar las posibilidades de financiamiento de iniciativas de investigación y desarrollo en el área de manera coordinada y articulada; generar mecanismos que permitan que los productos desarrollados puedan ser adquiridos por organizaciones y personas que lo necesiten.

Este Proyecto que evidentemente resulta de utilidad para cualquiera de los temas vinculados a la discapacidad y a la salud, en esta oportunidad va a estar concentrado en el área de la rehabilitación.

Material y Métodos:

El INTI (Instituto Nacional de Tecnología Industrial) se ha contactado con los principales organismos vinculados a la temática como ser la ANDIS(Agencia Nacional de Discapacidad), la Secretaria de Ciencia, Técnica e Innovación Productiva, CADIME(Cámara de Instituciones de Diagnóstico Médico), con el estímulo de AITADIS (Asociación Iberoamericana de Tecnologías de Apoyo a la Discapacidad) y REASISTE (Red Iberoamericana de Rehabilitación y Asistencia de Pacientes con Daños Neurológicos) que percibieron que las dificultades de transferencia se reproducen en casi todos los países latinoamericanos, sumado a la colaboración de SAMFYR (Sociedad Argentina de Medicina Física y Rehabilitación) ,SABI(Sociedad Argentina de Bioingeniería) e ISPO(Sociedad Internacional de Prótesis y Ortesis), para desarrollar un Proyecto para la Creación de un Centro que permita superar sólidamente la dificultad de la transferencia tecnológica.

Resultados esperados:

El Comité de Cooperación formado por las Instituciones mencionadas, apoyadas por la Secretaria de Ciencia y Técnica de la Argentina tendrá como resultado la elaboración de la metodología y herramientas para:

- 1-Detectar las necesidades prioritarias para estimular y orientar a los centros de investigación a volcar los esfuerzos a la resolución de los temas identificados
- 2-Dar el apoyo logístico y financiero a los centros de investigación en tiempo y forma adecuada para facilitar el éxito del trabajo en el menor tiempo posible
- 3-Lograr coordinar y articular los esfuerzos comunes de los distintos centros de investigación con capacidades y voluntades hacia el mismo objetivo, evitando superposiciones y complementando esfuerzos.
- 4-Instrumentar acuerdos con las instituciones públicas correspondientes, para la realización de las pruebas de viabilidad y de uso necesarias la propuesta del modelo y los resultados de este trabajo, se pueden
- 5-Asegurar a través de los acuerdos con las instituciones públicas correspondientes, la homologación de los productos desarrollados.
- 6-Lograr la fabricación de los equipos desarrollados asegurando su calidad, funcionalidad y bajo costo

7-Generar mecanismos para el uso de las innovaciones exitosas en todos los ámbitos donde fueran necesarias

8-Lograr satisfacción y armonía entre los intereses de todos los actores intervinientes en este proceso de transferencia

9-Optimizar recursos humanos y financieros invertidos por los organismos públicos

Conclusiones

La importancia de la propuesta del proyecto radica en que el modelo de centro de transferencia tecnológica que surja estará enmarcado dentro de las políticas de las instituciones que lo vayan a implementar. Este trabajo está en pleno desarrollo en la República Argentina y cuenta con el apoyo de AITADIS y REASISTE que analizan la forma de potenciar el proyecto en la interacción de todos los miembros integrantes de la RED REASISTE.

Los autores desean agradecer el apoyo de REASISTE (Red Iberoamericana de rehabilitación y atención de pacientes con daño neurológico por exoesqueletos robóticos de bajo costo, 216RT0505), financiado por CYTED (Ciencia y Tecnología Iberoamericana para el Desarrollo)".

Bibliografía

1-María T. De Ossa, John E. Londoño* y Alejandro Valencia-Arias Modelo de Transferencia Tecnológica desde la Ingeniería Biomédica: un estudio de caso Información Tecnológica Vol. 29(1), 83-90 (2018)

2-Roberto Giordano Lerena. Taller Regional PDTS –UNCUYO. Junio 2019

3-Administración Nacional de Medicamentos, Alimentos y Tecnología Médica. SALUD PUBLICA Disposición 2318/2002 (texto ordenado según Disposición 1285/2004)

Una experiencia argentina exitosa para lograr la accesibilidad de las ayudas técnicas prioritarias para personas con discapacidad

^A Ing. Rafael Kohanoff

^A Centro de Tecnologías para la Salud y Discapacidad del INTI (Instituto Nacional de Tecnología Industrial), Av. Gral. Paz 5445, San Martín, Pcia. Buenos Aires. Argentina

1- Resumen

El trabajo muestra la gran dificultad, especialmente para los sectores vulnerables, de acceder a las ayudas técnicas y, fundamentalmente, el proceso de creación y actuación del Centro de Tecnología para la Salud y las Discapacidad del INTI (Instituto Nacional de Tecnología Industrial) que, con las innovaciones y los programas implementados, ha logrado mejorar notablemente la situación de las discapacidades motrices, visuales, auditivas y de adultos mayores.

En primer lugar se identificaron 40 ayudas técnicas prioritarias coincidentes en su mayoría con las ayudas técnicas publicadas por la Organización Mundial de la Salud recomendando a los miembros del Estado hacer todo lo posible para lograr la accesibilidad de la misma.

En el trabajo se muestra la metodología implementada para lograr los prototipos, luego realizar las pruebas de uso y la aplicabilidad en el terreno. Mostrándose detalladamente el éxito de siete programas que fueron implementados en 195 municipios de todo el país y la forma actual de la transferencia de las tecnologías desarrolladas a todas las provincias para que las mismas implementen estos programas en estos municipios del interior.

2- Introducción

¿Cuál es la función que debería cumplir la tecnología actualmente? Durante mucho tiempo la respuesta estaba en vinculada a la filosofía del progreso, según la cual los avances de los desarrollos tecnológicos significaría un futuro mejor para toda la humanidad.

El desarrollo de la tecnología, sin duda, ha contribuido con aportes muy significativo a la calidad de vida de las personas, pero, por otro lado está claro que el imperativo tecnológico obedece a la lógica de la productividad, de la competitividad y del consumo. Esto implica casi siempre adaptarse a la exigencias del mercado y no a la de la gente más necesitada.

Este disciplinamiento frente a las demandas del mercado hace que los avances tecnológicos y su aplicación concreta no estén guiados por los requerimientos básicos del bienestar social de las personas más necesitadas.

La tecnología posibilita a transformar al mundo según los requerimientos del hombre. La ciencia y la tecnología están inmersas en una amplitud de posibilidades de enorme impacto. Por una parte puede permitir liberar a la mayoría de los seres humanos de males como el hambre, la indigencia y las enfermedades que han acompañado a la humanidad durante todo su recorrido; por otra parte es capaz de provocar una catástrofe global por una guerra nuclear o un colapso ecológico.

Mayormente, en la actualidad los proyectos tecnológicos “corren” tomando sus objetivos del mercado y de los modelos sociales proyectados desde el mundo de las empresas y otras instituciones afines a los negocios.

La función que no debería dejar de cumplir la tecnología actualmente tendría que ser servir a la sociedad como timón de transformaciones profundas contribuyendo a resolver exitosamente el desafío de disminuir drásticamente la discriminación, la pobreza y la violencia.

Esto significa que desde los organismos públicos debe asumirse un papel comprometido con el bienestar general dando soluciones a las necesidades de los más débiles y de los sectores más postergados. Dando respuesta en los lugares donde las empresas privadas no lo hacen.

Sin duda deben adoptarse los extraordinarios adelantos científicos y técnicos pero no dejar de tener en cuenta que la solución más adecuada es aquella que mejor resuelve el problema planteado. Los resultados prácticos son los únicos que diferencian la buena solución de la mala.

3- Objetivos

Dada la falta de accesibilidad de las ayudas técnicas para las personas con discapacidad, especialmente aquellas de bajo poder adquisitivo y más vulnerable...las instituciones públicas dedicadas a brindar apoyo a

las personas con discapacidad cambiaron ideas sobre la forma de iniciar una fuerte acción en dirección a resolver la problemática señalada.

En esta circunstancia el INTI, Instituto Nacional de Tecnología Industrial, organismo público principal dedicado a la tecnología asume el rol de crear un Centro que se ocupe de lograr la accesibilidad de las ayudas técnicas a las personas más necesitadas.

El objetivo se puso pensando en las necesidades concretas de las personas y las metodologías para hacerlas accesibles. No se trataba entonces de buscar competitividad o eficiencia en el mercado comercial sino de lograr que el Estado cubra la necesidad que no resultaba de interés comercial.

Se impulsó como modelo utilizar tecnologías simples sin dejar de tener en cuenta los conocimientos modernos en cada una de las temáticas. Pero el objetivo central consistía en no tener dispositivos funcionales de calidad y de bajo costo.

Uno de los objetivos apuntaba a que al tecnologías resultaran lo suficientemente simples y accesibles para que los propios usuarios pudieran realizarla. Para los casos de imposibilidad de autorrealización el objetivo apuntaba al desarrollo de innovaciones que pudieran ser hechos por organismos públicos o privados con la sola transferencia de la tecnología desarrollada por el inti. Y, finalmente lograr la producción nacional de equipos que son utilizados en los hospitales y centros de rehabilitación que en el mercado tiene precios absolutamente inaccesibles para las finanzas públicas.

4- Material y Métodos

El primer paso consistió en establecer un observatorio de problemas y necesidades consultando a las propias personas con discapacidad, a su entorno familiar y a los profesionales de la salud que lo atendían. Por otro lado se analizaron diferentes proyectos de innovaciones e investigación desarrollados por universidades, escuelas técnicas y presentaciones en ferias tecnológicas. De este conjunto de información se estableció la primer lista de prioridades, entre las cuales se señalan las siguientes ayudas técnicas: Sillas de Rueda, sillas posturales, bipedestadores, andadores, muletas, bastones y otros dispositivos para la rehabilitación motriz. También se identificaron necesidades de dispositivos muy simples y económicos para el uso de la vida cotidiana de adultos mayores y personas con discapacidades. Una tercera línea de trabajo estuvo orientada a mecanismos que facilitarían que el área de salud pudiera realizar la prevención visual y auditiva y, finalmente, para la asistencia en Hospitales y centros de rehabilitación, se definieron como líneas de acción los talleres pequeños económicos de Prótesis y ortesis, Laboratorios para el Análisis de las variables de la marcha, nacionales y económicos y equipos de estimulación de miembros inferiores para la rehabilitación neurológica.

Definidas estas prioridades, se dio a la tarea de imaginar soluciones construyendo los prototipos correspondientes. En esta actividad se diferenciaron claramente aquellas ayudas cuyos diseños, planos y construcción podrían hacerse en el ámbito del INTI de los propios usuarios o de otros organismos públicos. La diferenciación estaba con aquellos equipos más complejos que requerían mucho mayor esfuerzo profesional de equipamiento y financiero donde la búsqueda de empresas o entidades que contribuyeran a los mismos era muy difícil encontrar.

Una vez finalizado los prototipos la tarea consistió en realizar las pruebas de uso y poder mostrar a usuarios y autoridades vinculadas la validez y la conveniencia de los nuevos dispositivos y procedimientos desarrollados.

Esta tarea se realizó a través de un programa que denominamos municipios con tecnologías para la salud y la discapacidad en las que se articulaba la acción con las distintas funciones educativas de salud y discapacidad de los mismos.

La Republica Argentina tiene una gran cantidad de científicos, tecnólogos e investigadores talentosos, dispone de instalaciones y equipamiento modernos en numerosas universidades y centros de investigación y desarrollo. Al mismo tiempo es enorme la cantidad de adelantos científicos y la velocidad casi instantánea en la que estos adelantos pueden pasar al sistema productivo. Sin embargo este potencial tiene enormes dificultades para lograr tecnologías simplificadas y accesibles que lleguen a todas las personas del país, especialmente aquellas más vulnerables y más alejadas de los centros urbanos.

Analizados los problemas tecnológicos que podrían mejorar a los sectores vulnerables, el INTI (Instituto Nacional de Tecnología Industrial) decidió contribuir a uno de los reclamos más generalizados tanto en la sociedad como en los organismos públicos que consiste en el hecho de lograr la accesibilidad de las ayudas técnicas para las personas con discapacidad; y es por esta razón, y en base al concepto sobre el rol de la tecnología, que crea el Centro de Tecnología para la Salud y la discapacidad

5- Resultados:

Ayudas Técnicas para la Vida Cotidiana de Adultos Mayores

Se diseñaron ocho dispositivos que ayudan a funciones necesarias en la vida cotidiana, que se vieron dificultadas ya sea por envejecimiento de la persona o por cualquier efecto externo.

Estos dispositivos son:

- Dispositivos para abrochar los botones cuando hay dificultades motrices
- Dispositivos para poder colocarse las medias cuando la persona no puede levantar la pierna al nivel necesario
- Dispositivo para apoyar el bastón en la mesa o en la pared y evitar que el mismo se caiga con lo que la persona no corre el riesgo de caerse.
- Dispositivo Calzador largo que permite la colocación del calzado sin necesidad de agacharse
- Dispositivo que facilita el lavado de la espalda cuando hay dificultades para hacerlo normalmente
- Dispositivo para levantar, bajar o acomodar prendas de uso personal
- Dispositivo para que una persona postrada pueda incorporarse por si mismo hasta lograr la posición de sentado
- Dispositivo que permite que la persona sentada o parada pueda ser ayudada para girar según su necesidad

Los planos y detalles de construcción de estos dispositivos pueden obtenerse en la web del INTI

Todos estos dispositivos fueron diseñados con materiales muy simples, accesibles y baratos. Y el procedimiento de construcción requiere herramientas de uso cotidiano.

El diseño y la elaboración de los prototipos no ofrecieron mayor dificultad, en cambio la dificultad se centró en el hecho de que al sector privado no le resulto interesante como negocio. La situación fue superada diseñando manuales que permitían la autofabricación de los dispositivos por parte de los adultos mayores o las personas con necesidad. Se hacían capacitaciones a grupos de cien jubilados, y en el término de 6 horas aprendían su autofabricación. Desarrollada esta práctica en varios municipios fueron capacitados 2400 jubilados, produjeron 9500 dispositivos. Si bien esto fue muy alentador entendíamos que esto significaba un porcentaje ínfimo de los millones de jubilados que pudieran precisar acceder a alguno de estos ocho dispositivos, razón por la cual se modificó nuevamente el método y se hacen acuerdo con los gobiernos provinciales de formar capacitadores locales que formen en la autofabricación para llegar a todos los ochenta y dos municipios de las quince provincias.

5.1 Asesoramiento para la Construcción de Sillas de rueda, posturales, bipedestadores y aros magnéticos

Diseñados los planos y los manuales utilizando los manuales y procedimientos económicos para la fabricación de estas ayudas técnicas, no logramos que las empresas privadas tuvieran interés en la fabricación dado que, en Gral. Estos dispositivos se compran y son financiados por las obras sociales y los organismos públicos quienes suelen pagar con grandes demoras incompatibles con las Pymes.

Este problema se superó haciendo un acuerdo con el INET Instituto Nacional de Educación Técnica, según el cual el INTI suministraba planos, manuales y capacitación a profesores de escuelas técnicas convocadas y financiadas por el INET.

Con este procedimiento se capacitaron 750 docentes de diferentes escuelas técnicas y 400 docentes de escuelas especiales en 180 municipios de todas las provincias del país .

Actualmente los manuales, planos, fichas técnicas, videos y antecedentes permiten formar como capacitadores a un equipo de funcionarios provinciales para apoyar, en una nueva etapa, a los 750 profesores capacitados para que transfieran los conocimientos a alumnos, a otros establecimientos y PyMes de las provincias.

5.2 Prevención Visual

El INTI diseño un cartel de lectura oftalmológico, propiedad intelectual del INTI (Prop.Int.777.771) que se obtiene gratuitamente en la web y permite hacer un tamizado visual que disminuye en un 90% las personas que tienen que ser atendidas por los oftalmólogos ya que se identifican aproximadamente, en un 10% con problemas.

El tamizado resulto exitoso haciéndolo en las escuelas con los alumnos de educación Inicial y ultimo grado de primaria ya que el sistema educativo, con la decisión de las autoridades, en cada grado permitía en menos de 5 minutos a través de este cartel identificar aquellos que necesitaban tratamiento.

Se implementó el tamizado en 348 escuelas de 46 municipios de 12 provincias con 46200 alumnos detectándose el 10% de niños con problemas que fueron atendidos por el área de salud.

La posibilidad de que este tamizado se aplique a los millones de alumnos del sistema educativo podría asegurar que no habría niños escolarizados con problemas visuales. Para lograr esto la metodología de trabajo actual consiste en que el INTI transfiere en una jornada a supervisores, directores y maestros del sistema educativo la información, los antecedentes y la experiencia necesaria para que el gobierno provincial establezca uno o dos días, instruyendo a todos los directores de escuela que bajen el cartel oftalmológico con la ficha técnica correspondiente y realicen el tamizado.

Esta actividad se realiza articuladamente con el área de salud para asegurar que se hayan adoptado las medidas terapéuticas correspondientes.

5.3 Instalación y Funcionamiento de Talleres de Prótesis y Ortesis

La falta de talleres de prótesis y ortesis públicos, dio lugar a un sistema de atención sumamente caro que tiene un largo tiempo de espera hasta ser atendido, luego, demora en el equipamiento y, en muchos casos, falta de funcionalidad.

El INTI diseñó la instalación de talleres a un costo de alrededor de u\$s3000, incluyendo máquinas y herramientas y un sistema de capacitación del personal de salud de cualquier lugar del interior del país donde se instala el taller.

De los 10 talleres municipales donde se inician el proceso, cuatro están en funcionamiento, equiparon con Prótesis y ortesis a más de dos mil pacientes. Reduciéndose drásticamente los tiempos de espera, de equipamiento y los costos.

El Ministerio de Salud de la Nación decidió instalar el modelos del INTI, en todas las provincias del país. Entre el año 2019 y 2020 el país pasaría de tener cinco talleres públicos a tener más de treinta.

5.4 Construcción de equipos de estimulación motriz de Miembro Inferior

Los tratamientos tradicionales para la rehabilitación neurológica tienen muy pocos resultados positivos y tardan mucho tiempo.

A partir del desarrollo de los conceptos de plasticidad neuronal se conoció que el ejercicio físico mejora la capacidad motriz y mental de los pacientes. En el mundo se diseñaron equipos que permiten tratamiento e investigación cuyo costo supera los 500mil euros.

De acuerdo a los objetivos fijados por el INTI no hemos buscado el desarrollo de equipo que costara 100 o 200mil euros menos aunque esto pudiera ser un gran negocio. Sino que nos orientamos a buscar las funciones que debía cumplir el equipo sin incorporar todos los mecanismos electrónicos de medición e investigación.

Luego de haber diseñado y probado cuatro equipos móviles hemos finalizado con un equipo de aproximadamente 25mil dólares que lo hace totalmente accesible a nuestros centros de rehabilitación.

Actualmente se está realizando un trabajo de validación en el Hospital Lencina de Mendoza con la colaboración de la IMBECU de Ciencia y Técnica de la Provincia de Mendoza en el análisis de las neurotrofinas (mejoradoras de la capacidad motriz y cognitiva) y el INTI, en el apoyo tecnológico.

5.5 Desarrollo e Instalación del sistema de análisis de la marcha

Para el análisis de las variables de la Marcha, especialmente para deportistas de alto rendimiento, internacionalmente se desarrollaron equipos nominados “Laboratorios de Marcha” cuyo costo oscila entre 60 mil y 250 mil dólares. En nuestro país existe muy poco de esto equipos importados y, obviamente, la cantidad de pacientes a atender es muy limitada.

En el INTI hemos considerado que aproximadamente el 80% de personas que requieren un análisis de la Marcha que no es tan preciso y riguroso, como en el caso de los deportistas, pueden resolverse de una manera mucho más económica. Con el objeto de hacer accesible este sistema a todos los centros de rehabilitación y talleres de prótesis y ortesis el INTI diseñó un sistema con un software libre, cuyo costo no supera los u\$s2000.

5.6 Producción de indumentaria adaptada

La falta de fabricación y comercialización de indumentaria adaptada llevo a nuestra institución a diseñar moldes y fichas técnicas para la confección de camisas y pantalones para personas con discapacidad que se transfieren a las escuelas técnicas vinculadas a la indumentaria y la industria textil para que sirvan de promotores de pequeñas unidades de producción personalizada de las prendas necesarias.

6- Conclusiones:

Para lograr la accesibilidad de las ayudas técnicas y los equipos para personas con discapacidad a toda la población y, especialmente a los sectores vulnerables es fundamental la intervención del estado articulando la mayor cantidad de los organismos intervinientes. Actuando en estas condiciones en nuestro país pueden superarse la gran mayoría de los problemas técnicos y el problema central se manifiesta en el comportamiento del mercado y de los organismos públicos para que los resultados tecnológicamente satisfactorios puedan llegar a ser utilizados por la mayoría de las personas que la necesitan.

La acción desplegada por el INTI muestra un camino posible.



11.

**ROBÓTICA EN
REHABILITACIÓN**

Propuesta de plataforma robótica y sensorial para emular los movimientos de un equino en tratamientos de hipoterapia en niños

Luis Carlos Murillo Penagosa^a, Aura María Millán Castro^b, María Paula Delgado Otalora^c, Teodiano Freire Bastos-Filho^d, Eduardo Francisco Caicedo Bravo^e, Javier Ferney Castillo García, Ph.D.^f

^aUniversidad Santiago de Cali, Programa de ingeniería Electrónica; ^bUniversidad Santiago de Cali, Programa de Medicina; ^cUniversidad Santiago de Cali, Programa de Fisioterapia; ^dUniversidade Federal do Espírito Santo, Programa de pós-graduação; y ^eUniversidad del Valle, Programa de Ingeniería Electrónica.

Resumen

La hipoterapia implica riesgos y dificultades para realizar una valoración cuantitativa en la interacción humano-animal durante una sesión de terapia. Para ello, se ofrece a los pacientes con necesidades especiales una opción de tratamiento para minimizar los riesgos y poder cuantificar la evolución durante el tratamiento. El abordaje dado, utiliza una plataforma robótica dividida en tres sistemas, integrando elementos para rehabilitación motora, cognitiva y sensorial. El primero emula la cabeza y cuello del animal, el segundo emula los movimientos de rotación y traslación del lomo del caballo en los tres ejes y el tercero permite calcular el vector de fuerza que relaciona la distribución de peso del niño, se registran los ángulos articulares en región cervical, caja torácica, lumbar y cadera para evaluar la postura del paciente. El sistema incorpora un juego de luces que facilita observar la dirección del vector fuerza resultante, mejorando la propiocepción y corrigiendo la postura del paciente. El sistema comprende una interacción de comandos para el usuario, de modo que este pueda desarrollar nuevas capacidades y habilidades psicomotoras. Los datos que se obtienen pueden servir como indicadores para la evaluación diferencial de cada paciente y también permite monitorear variables como temperatura, ángulos articulares y peso.

Palabras clave: hipoterapia, robot paralelo, plataforma robótica, robótica de rehabilitación.

1. Introducción.

Las personas con necesidades especiales especialmente los niños, requieren tratamiento diferenciales con miras a lograr un proceso de rehabilitación exitoso. Las terapias alternativas surgen como respuesta a esta necesidad. La hipoterapia es una terapia con la ayuda de un caballo, en este tratamiento un fisioterapeuta, un caballo especializado y un entrenador son los encargados de llevar a cabo dicha terapia, sin embargo, el uso de cualquier animal en terapias médicas implica riesgos tanto para el paciente como para la persona tratante.

Además de que los movimientos generados por el animal son difíciles de replicar fielmente lo que también dificulta la toma de datos de los movimientos generados por el paciente y el animal usado en la terapia.

El objetivo de este artículo es presentar una plataforma robótica para rehabilitación de niños en condición de discapacidad, la plataforma propuesta emula los movimientos de un caballo y en ella se integran elementos que facilitan evaluar la evolución en el proceso de rehabilitación cognitiva, física y motora.

2. Hipoterapia y sus áreas de impacto.

Para el desarrollo de esta propuesta se tienen en cuenta diferentes factores como los movimientos tridimensionales generados por el caballo, los movimientos de Abducción-aducción, los movimientos de extensión-flexión y la temperatura. Siendo una propuesta que trabaja con base en las áreas de impacto de la hipoterapia y métricas de evaluación las cuales son: Psicológica/cognitiva (Ps/Cg) Las métricas utilizadas son la Escala Australiana para el Síndrome de Asperger –ASAS (del inglés, Australian Scale for Asperger's Syndrome) (Attwood T, 2008) y el Test Infantil del Síndrome de Asperger –CAST (del inglés, Childhood Asperger Syndrome Test) (Scott, F. J, Baron-Cohen, Bolton P., & Brayne C., 2002); comunicación y lenguaje (C y L); psicomotora (PM) que usa la escala de evaluación del desarrollo Psicomotor (Madrona, Onofre, & Gomez, 2008) , adquisición de nuevos aprendizajes y técnicas de equitación (A y T), socialización (S), médica (Me) y motora (Mt) que usa la escala Función motora gruesa - GMFM (del inglés, gross motor function measure (Rosenbaum et al., 2002). Escala de evaluación sentada sas (del inglés, sitting assessment scale) (Myhr, 1993).

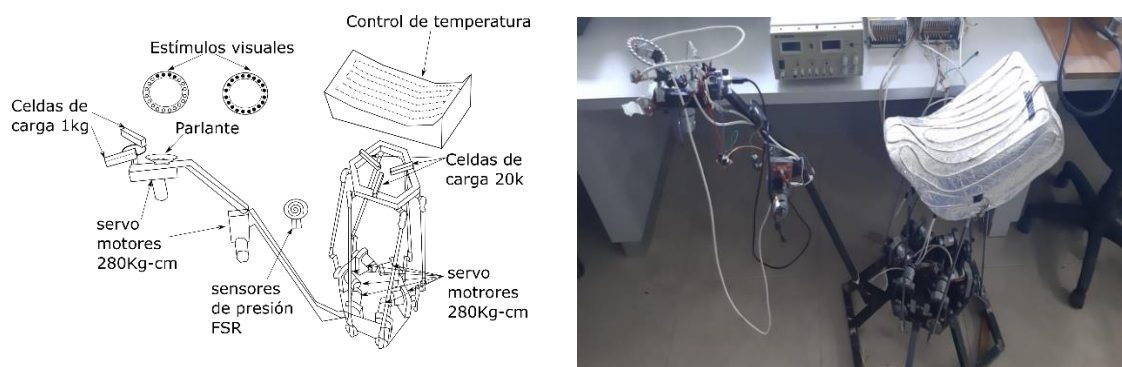
Por lo anterior y utilizando como base estas investigaciones se plantea una propuesta que logre impactar 5 de estas áreas.

3. Solución propuesta.

Para el desarrollo de este proyecto se plantea el uso del diseño de una plataforma Gough-Stewart, en ella se implementa la matemática necesaria para que la estructura pueda emular los movimientos tridimensionales del caballo, también se plantea el uso de sensores inerciales que se encargaran de mostrar la posición corporal del paciente y la ubicación del asiento de la plataforma, los sensores a usar son los MPU6050 por su baja tasa de error; además, se plantea el uso de celdas de carga para los movimientos de cabeza y cuello, tanto para la estimulación cognitiva como para la detección de la distribución de peso del paciente, este último se encarga de enviar la señal a los leds los cuales muestran al fisioterapeuta la distribución de peso del paciente.

También se presenta el control de temperatura que es el encargado de simular el calor corporal del animal dependiendo del nivel de velocidad en que se encuentre la plataforma, siendo trote, caminata y galope; este control de temperatura es el encargado de estimular el cinturón pélvico y la médula espinal de la persona lo que además ayuda a distender y relajar la musculatura, estimular la senso-percepción táctil y mejorar el flujo sanguíneo, beneficiando así la función fisiológica de los órganos internos. Todo el conjunto que conforma la estructura se muestra en la figura 1.

Figura 1: Plataforma robótica para hipoterapia



4. Pruebas, datos y resultados.

La tabla 1 presenta los errores obtenidos para los movimientos de rotación y traslación en la plataforma. Estas mediciones se realizaron definiendo valores en el rango de -12 a 12 cm en los tres ejes, y para las mediciones angulares se definieron valores desde -20° hasta 20°.

Tabla 1: Errores obtenidos para los movimientos de rotación y traslación en la plataforma.

Coordenada	Error Traslación (%)	Error Rotación (%)
X	3,2	4,5
Y	2,9	4,8
Z	3,9	7,3

Fuente: Propia.

La tabla 2 presenta los valores de error para los sensores inerciales, teniendo en cuenta que para el sistema se utilizaran 5 en el niño y un sensor inercial en el asiento de la plataforma.

Tabla 2: Error obtenido para los sensores inerciales.

Ángulo	Error (%)
Roll	4.7
Pitch	5
Yaw	4.5

Fuente: Propia.

5. Discusión.

Tabla 3: Funcionalidades de la plataforma y las patologías asociadas a las áreas de intervención impactadas por la hipoterapia.

Plataformas similares	Patología	Métricas	Áreas impactadas						
			Ps/Cg	C&L	PsM	A&T	S	Me	Mt
Caren system (Barton, Moine, & Hawken, 2015) Fortis-102 (H et al., 2014)	Parálisis espástica cerebral	GMFCS			x			x	x
IM-hirob (Mayr A, Kofler M., & Saltuari L., 2012)	Parálisis discinética cerebral	GMFCS			x			x	x
Joba (Herrero et al., 2010)	Parálisis atáxica cerebral	GMFCS SAS			x			x	x
Plataforma Gough-Stewart (Eskola and Handroos, 2013)	Asperger	ASAS CAST	x	x		x			
	Síndrome de Down	KidsLife-Down	x	x		x			
Robot-HBRT (Kwon et al., 2015)	Escoliosis neuromuscular	GMFCS	x		x	x		x	x
Estructura propuesta			x	x	x			x	x

Fuente: Propia.

6. Conclusiones.

La hipoterapia dado que es una técnica utilizada en el campo de la rehabilitación tiene sus beneficios, pero no cuenta con estudios clínicos concluyentes que lo soporten, las razones derivan de la dificultad de llevar un registro cuantitativo de la intervención. La plataforma propuesta permite implementar una metodología apropiada para los pacientes que requieran este tipo de terapia y llevar un registro de la información captada por la red de sensores implementada (sensores inerciales, medición de temperatura, peso y ubicación postural).

Las pruebas se hicieron validando las distintas posiciones angulares obteniendo la lectura del sensor de peso en distintas posiciones sobre la plataforma y la respuesta del vector resultante, con los sensores inerciales se validó que los ángulos que se generaban se pudieran replicar y cuantificar; así mismo el hecho de que la plataforma permita controlar los distintos ángulos, generar movimientos a la derecha e izquierda y generar estímulos visuales, significa que puede impactar distintas áreas.

El proyecto planteado puede proporcionar patrones de movimientos repetitivos lo que no se logra con caballos reales, disminuyendo costos asociados a las terapias y los riesgos que implican la interacción con animales, lo que dificultan el proceso de ejecución y acceso de personas de bajos recursos, además, el sistema propuesto al ser una plataforma robótica reduce los riesgos ya que cuenta con un sistema controlado y sus costos pueden reducirse para ser llevado en el ambiente clínico.

7. Agradecimientos.

Se agradece a la Dirección General de Investigaciones de la Universidad Santiago de Cali (Cali- Colombia) por la financiación del proyecto de 829-621118-135 denominado “Plataforma Robótica y Sensorial para Rehabilitación Cognitiva y Física en Niños con Discapacidad” y a la red REASISTE por ser un facilitador entre los investigadores que participaron de la investigación.

8. Referencias.

Attwood T. (2008). *The-Complete-Guide-to-Aspergers-Syndrome*. Paperback edition Jessica Kingsley Publishers.

Barton, G. J., Moine, C., & Hawken, M. B. (2015). Hippotherapy without a horse: The effects of passive movement on core control. *Gait & Posture*, 42, S29.

Herrero, P., Asensio, Á., García, E., Marco, Á., Oliván, B., Ibarz, A., ... Casas, R. (2010). Study of the therapeutic effects of an advanced hippotherapy simulator in children with cerebral palsy: A randomised controlled trial. *BMC Musculoskeletal Disorders*, 11(1).

Kwon, J.-Y., Chang, H. J., Yi, S.-H., Lee, J. Y., Shin, H.-Y., & Kim, Y.-H. (2015). Effect of Hippotherapy on Gross Motor Function in Children with Cerebral Palsy: A Randomized Controlled Trial. *Journal of Alternative & Complementary Medicine*, 21(1), 15.

Madrona Pedro, Onofre Ricardo, & Gomez Isabel. (2008, agosto). *Habilidades motrices en la infancia y su desarrollo desde una educación física animada*. (47).

Mayr A, Kofler M., & Saltuari L. (2012). *IM-hirob: Robotic hippotherapy or improvement of impaired trunk function-preliminary results*. *Neurorehabilitation and Neural Repair*.

Myhr, U. (1993). *SITTING ASSESSMENT SCALE*. 13.

Rosenbaum, P. L., Walter, S. D., Hanna, S. E., Palisano, R. J., Russell, D. J., Raina, P., ... Galuppi, B. E. (2002). Prognosis for Gross Motor Function in Cerebral Palsy: Creation of Motor Development Curves. *JAMA*, 288(11), 1357-1363.

Scott, F. J, Baron-Cohen, Bolton P., & Brayne C. (2002). *The CAST (Childhood Asperger Syndrome Test): Preliminary Development of a UK Screen for Mainstream Primary-School-Age Children*.

Estrategias científico-técnicas para el desarrollo de una prótesis de cadera de producción nacional

José Di Paolo^a, Diego M. Campana^a, Pablo L. Michou^a, Gerardo G. Gentiletti^a, Leandro Mairata^a, Juan C. Gasso Loncan^a, Rosa M. Weisz^a, Derick R. Colmenares^b y Jorge O. Durán^b

^a Fac. de Ingeniería-UNER, Ruta 11, km 10, 3100, Oro Verde, Entre Ríos; ^b FICO-Alemana S.A., Jorge Stephenson 3048, Área de Promoción El Triángulo, Pcia. Buenos Aires

Resumen

El proyecto FITR 009/2013 de FONARSEC-ANPCyT “Desarrollo y Prototipado de Bioimplantes Forjados” fue asimismo reconocido como proyecto PDTs por el MINCyT y se ejecuta entre la Facultad de Ingeniería de la Universidad Nacional de Entre Ríos y la empresa Implantes FICO Alemana S.A. Su objeto es el diseño de un vástago de prótesis de cadera con características innovadoras a ser producido íntegramente en el país mediante forjado. Dicha innovación no sólo radica en su diseño, sino en el impacto favorable de éste para una prótesis más duradera y económicamente accesible para los segmentos sociales más desfavorecidos.

El proceso de análisis y diseño se basó en la utilización del software comercial con licencia denominado COMSOL Multiphysics 5.3^a, basado en el método de elementos finitos, para determinar las tensiones y deformaciones de diseños optimizados, incluyendo el contacto con el cemento óseo y cargas fisiológicas según los lineamientos de la norma ASTM F2996-1. El proceso computacional consistió en la modificación iterativa de las dimensiones de regiones específicas para la obtención de un prototipo final óptimo.

Los prototipos ya se encuentran materializados mediante forjado mientras se realizan los ensayos mecánicos según norma y se finaliza el proyecto planificando nuevos procesos robotizados para su producción seriada.

Palabras clave: vástago femoral, elementos finitos, análisis tensional, optimización paramétrica.

1. Introducción

La cadera es una de las articulaciones más importantes del cuerpo humano ya que forma parte del sistema locomotor. Cuando se producen lesiones en los cartílagos, la superficie articular puede desgastarse o desaparecer, lo que genera un dolor intenso que incapacita el movimiento del sujeto. En estos y otros casos se suele reemplazar la estructura articular por componentes artificiales, implantes (Figura 1), que emulan la superficie articular reemplazando el hueso dañado, por lo que se suprime el dolor sufrido por el paciente y éste puede recuperar la movilidad de la articulación. Estos implantes no sólo poseen una relativa corta duración, sino que también son muy costosos y casi privativos para la salud pública gratuita.

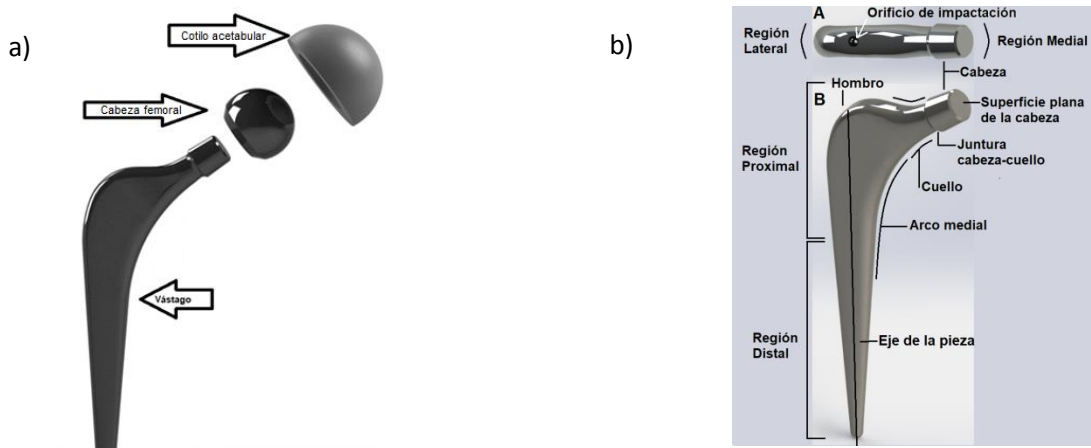


Figura 1: a) Componentes de una prótesis de cadera, b) detalles del vástago.

Por ello, la FI-UNER junto con la empresa Implantes FICO Alemana S.A. suscribieron el proyecto FITR 009/2013 FONARSEC cuyo objetivo principal fue el análisis óptimo de un modelo de vástago (Figura 1) de

¹ jdipaolo@ingenieria.uner.edu.ar, 54 343 4975100, int 126, http://ingenieria.uner.edu.ar/grupos/biomecanica_computacional/

prótesis de cadera cementada a producir íntegramente dentro del territorio nacional, con las premisas que posea alta resistencia a la fatiga y una adecuada transferencia de carga al cemento óseo y por ende al fémur. Asimismo, se espera que el proyecto sirva para mejorar tecnologías de forjado de estos bioimplantes y acercar la nación a estándares de competitividad en la región sudamericana.

2. Materiales y Métodos

La búsqueda de una forma y tamaño adecuado para la optimización del diseño de una prótesis, requiere la diagramación de técnicas gráficas basadas en software, que permitan realizar modificaciones sucesivas de una manera ágil y coherente. Ello requiere la denominada parametrización de la geometría, es decir, la referenciación de las diferentes partes a variables que pueden ser modificadas y/o redefinidas, ya sea arbitrariamente o a través de algoritmos de decisión u optimización. La optimización paramétrica utilizada en este trabajo consiste en un algoritmo iterativo como el que esquemáticamente se muestra en la Figura 2-a). Por su parte, la Figura 2b) muestra, en dos vistas, las partes más importantes de un vástago de prótesis de cadera que pueden parametrizarse para un diseño óptimo.

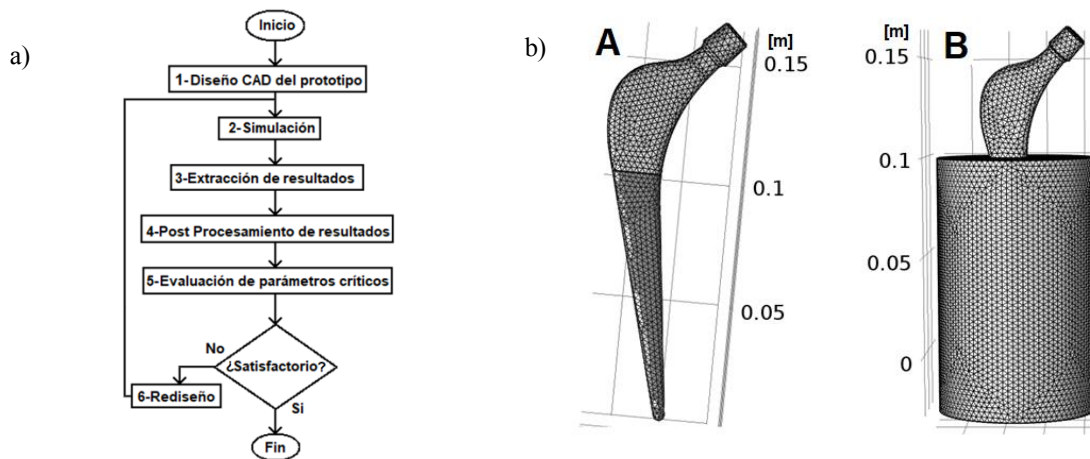


Figura 2: a) Algoritmo de optimización. b) Mallas de elementos finitos: A- vástago, B- vástago con cemento.

La resistencia a la fatiga, que naturalmente se estima a través de ensayos experimentales, también puede predecirse mediante simulaciones computacionales. El complejo algoritmo interno de COMSOL Multiphysics 5.3a, que no es objetivo discutir aquí, conjuga simulaciones estáticas para valores específicos de la carga dinámica y curvas de procedencia experimental para cada material, que establecen las tensiones máximas recomendadas para la vida esperada expresada en ciclos de carga. Así es que, utilizando el sub-módulo Fatigue del módulo Structural Mechanics de COMSOL Multiphysics 5.3a, se simula la aplicación de una carga vertical cíclica a lo largo de 10^7 ciclos en la posición donde se aplicaría la carga estática. Es decir, el equivalente a caminar 2300 pasos por día durante 12 años. El software requiere la selección de un tipo de carga cíclica que debe ser introducida en él [4].

Asimismo, el sub-módulo Fatigue requiere la denominada curva S-N que depende del material y las condiciones de forjado. Dicha curva S-N proviene de ensayos experimentales y establece la relación entre la diferencia entre tensión máxima y mínima de Von Mises y el número de ciclos en que esa carga puede ser resistida. En este estudio, al carecer de datos experimentales propios, la curva S-N para el acero 316L fue obtenida de la bibliografía [1]. Respecto a la malla MEF utilizada y las condiciones de contorno, éstas fueron las mismas que para las simulaciones estáticas sin incluir el cemento óseo (ver Figura 2b-A).

3. Resultados

Se realizaron numerosas simulaciones en la FI-UNER que permitieron desarrollar paulatinamente una geometría optimizada, analizando las zonas donde las tensiones alcanzaban niveles de riesgo en función de los parámetros geométricos que representan la forma optimizada de la Figura 1-b). Las simulaciones se realizaron en una workstation Dell Precision Tower 5810 con un procesador Intel® Xeon® E-1603 v3 @ 2.80 GHz, 32 GB de memoria RAM física instalada y una GPU Nvidia® Quadro® K420, resolviendo

¹ jdipaolo@ingenieria.uner.edu.ar, 54 343 4975100, int 126, http://ingenieria.uner.edu.ar/grupos/biomecanica_computacional/

sistemas de entre 7×10^5 y $2,5 \times 10^6$ grados de libertad, dependiendo de la complejidad del modelo. Los tiempos netos de cálculo fueron del orden de 100 segundos para el caso de una simulación estándar del caso mostrado en la Figura 2b-A. En ninguno de los diseños fue superada la tensión máxima admisible para el acero 316L [1], tanto para sus versiones altamente nitrogenadas como para las de bajo nitrógeno. Ello se analizó teniendo en cuenta las condiciones que recomienda la norma ASTM F2996 [2] que establece que son válidos los valores a partir de 10 [mm] por encima de la superficie de fijación (Figura 2b-A). Los resultados para el modelo de contacto (Figura 2b-B), evaluados en los mismos sitios, coinciden con los obtenidos para fijación, tanto para un modelo lineal de pequeñas deformaciones como para un modelo de grandes deformaciones para el cemento [3].

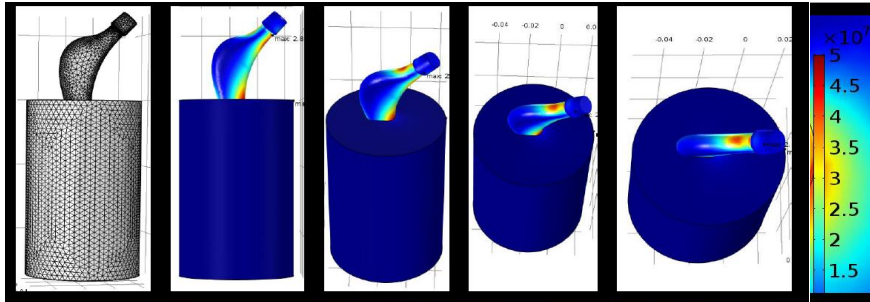


Figura 3: Tensiones de Von Mises para la geometría y mallado de la figura 2b-B. Se observan las máximas tensiones en el cuello del vástago y en la zona del primer contacto con el cemento.

El diseño optimizado fue plasmado en una matriz de forja construida al efecto por FICO, con la cual se produjeron prototipos que se encuentran en proceso de ensayos para validar -contra las simulaciones- su resistencia estática y dinámica (fatiga). La figura 4 muestra la matriz para forjado en caliente del vástago, pieza que luego debe sufrir otras operaciones como el prensado en frío y el amolado.

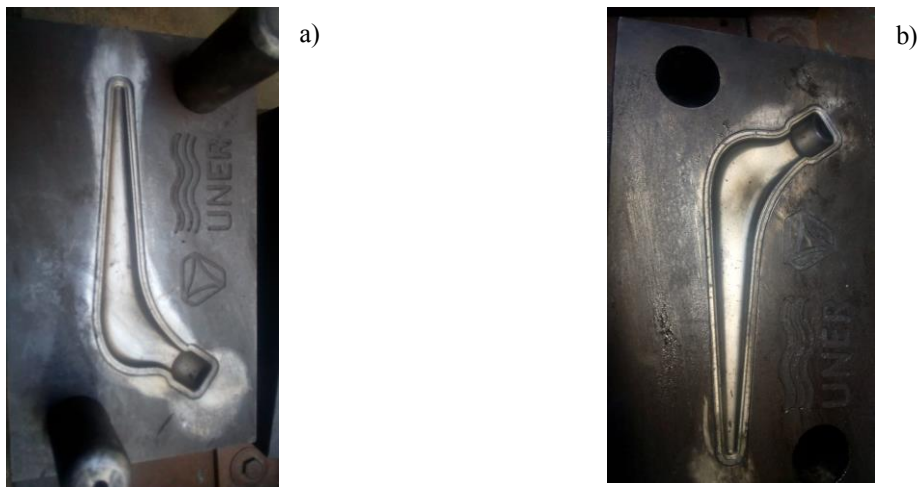


Figura 4: Partes de la matriz para forjado en caliente, a) parte inferior, b) parte superior.

En la figura 5 se ve uno de los vástagos producidos, en la matriz de presado en frío (5-a) y luego en la matriz de amolado (5-b), para controlar su forma aproximada para los procesos siguientes de mecanizado y pulido final, que por razones de espacio no se discuten aquí.

Por último, se están diseñando a través de los equipos de ambas instituciones, nuevos procesos robotizados para el eventual procesamiento en serie del vástago optimizado. En función de las necesidades estipuladas para el desarrollo del proyecto, se adquirió por licitación pública un sistema robotizado con las especificaciones mínimas que debiera tener un robot tipo industrial de utilidad en el proyecto y con capacidades para ofrecer futuros servicios de transferencia tecnológica.

¹ jdipaolo@ingenieria.uner.edu.ar, 54 343 4975100, int 126, http://ingenieria.uner.edu.ar/grupos/biomecanica_computacional/

De todas las ofertas la seleccionada fue la de la empresa ABB, con su manipulador ABB IRB 120, su paleta de programación (Flex Pendant) y controlador IRC5 Compact (ver Figura 6). Aunque la oferta ganadora no es de la misma marca que el robot KUKA que posee FICO, la lógica de programación que tienen los sistemas robóticos actuales es similar en todos los sistemas robóticos, por lo cual éste no es un impedimento para la extrapolación de los resultados de un sistema a otro.

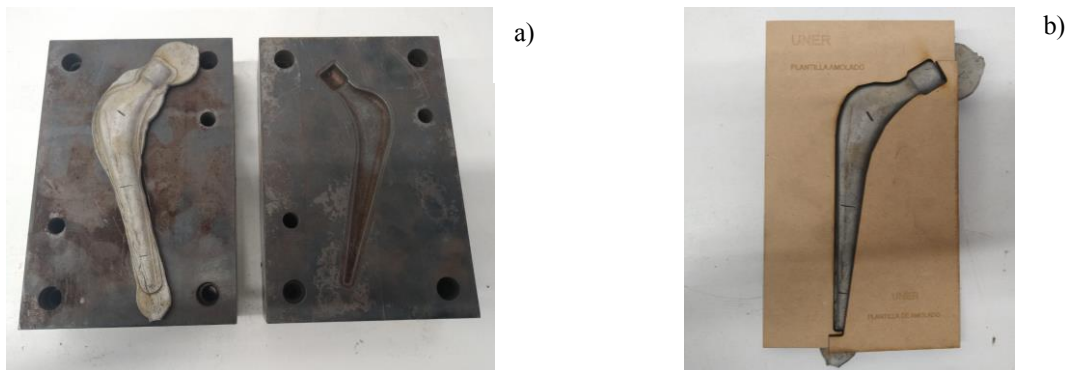


Figura 5: a) vástago prensado en frío luego de su forjado en caliente, b) vástago en matriz de amolado para aproximación de su forma para procesos subsiguientes.



Figura 6: Controlador IRC5 Compact, Robot ABB IRB 120, paleta de programación (Flex Pendant) y vista de la interfaz de simulación, del sistema robótico adquirido

4. Conclusiones

Se ha mostrado la obtención de un vástago de cadera optimizado con diseño propio, que además de mostrar aptitudes mecánicas desde el punto de vista de las simulaciones no lesiona ninguna patente activa. Actualmente se están encarando los ensayos mecánicos de los prototipos producidos y se elaboran propuestas para pruebas clínicas que no han sido previstas en este proyecto.

5. Referencias

- [1] AL-Oqla F. M. et al. (2017). Continuum damage analysis experimental and simulation for investigating the fatigue life performance of 316L steel at high temperatures, *International Journal of Materials and Structural Integrity*. 11(4), 175-192.
- [2] ASTM (2013). F 2996. Standard Practice for Finite Element Analysis (FEA) of Non-Modular Metallic Orthopaedic Hip Femoral Stems. ASTM International. Pensilvania, Estados Unidos.
- [3] Kim S.B., Kim Y.J., Kim E.J. et al. (2004). The characteristics of a hydroxyapatite-chitosan-PMMA bone cement. *Biomaterials*. 25(26), 5715-5723.
- [4] Huang J. Y., Yeh J. J., Jeng S. L. High (2006) High-Cycle Fatigue Behavior of Type 316L Stainless Steel. *Materials Transactions*. 47(2), 409-417.

¹ jdipaolo@ingenieria.uner.edu.ar, 54 343 4975100, int 126, http://ingenieria.uner.edu.ar/grupos/biomecanica_computacional/

USO DE LA TERAPIA ROBÓTICA EN EL PROCESO DE REHABILITACIÓN DE PACIENTES CON LESIÓN DEL PLEXO BRAQUIAL Y AMPUTACIÓN ASOCIADA DE MIEMBROS INFERIORES – Informe de serie de casos

Cinthia Hermínia Carvalho Nascimento Pereira ^{1a}, Maria Angélica Jajah Nogueira ^a, Débora Morais Pereira ^a, Renato de Sousa Almeida ^b

^a Centro de Reabilitação Lucy Montoro, São José dos Campos, São Paulo, Brasil. ^b Universidade de Taubaté – UNITAU, Taubaté, São Paulo, Brasil

Resumen

La lesión del plexo braquial es considerada una de las peores patologías que puede acometer el miembro superior, ocasionando pérdidas temporales o permanentes de los movimientos y sensibilidad del miembro superior. La propuesta de este estudio es relatar los efectos terapéuticos del uso del aparato de robótica *In Motion Arm* como parte del proceso de rehabilitación física de tres pacientes con lesión del plexo braquial y amputación de miembro inferior asociada. Todos los pacientes participaron del Programa de Rehabilitación multidisciplinaria, además de la atención con robótica dos veces por semana, con duración de 50 minutos de sesión cada. Cada paciente en cuestión presenta una lesión diferente y un planteamiento quirúrgico también diferente (en el caso de haber realizado), lo que nos impide de compararlos entre sí. Se concluye que el aparato de robótica, asociado a la terapia convencional puede potenciar la rehabilitación del miembro superior de los pacientes con lesión de plexo braquial, favoreciendo los beneficios motores en los miembros superiores afectados, y que un programa de rehabilitación multiprofesional coopera con los beneficios funcionales y emocionales que hacen la diferencia en la recuperación de la vida de los pacientes con discapacidades físicas incapacitantes adquiridas.

Palabras clave: plexo_braquial, robótica, medicina_fisica_y_rehabilitación

1. Introducción

La lesión del plexo braquial se considera una de las peores patologías que pueden afectar el miembro superior (Silva et al 2010), lo que lleva a la pérdida temporal o permanente de los movimientos y la sensibilidad de la extremidad superior (Batista & Araujo, 2013). La amputación de miembros inferiores es también un gran desafío para superar, causando serias modificaciones en el campo estético, en la autoestima, en la movilidad, en la capacidad de realizar actividades de la vida cotidiana, en el empleo y en la diversión (Guarino et al, 2007).

La Red de Rehabilitación *Lucy Montoro* atiende a pacientes del Sistema Único de Salud (SUS) y tiene como objetivo proporcionar el mejor y más avanzado tratamiento de rehabilitación para pacientes con discapacidades físicas, motoras y sensoriales, realizando programas de rehabilitación multidisciplinarios, de acuerdo con las características de cada paciente.

In Motion Arm, representado en la figura 1, dispositivo más profundamente investigado para la neurorehabilitación de la extremidad superior, es un brazo robótico que permite la realización de movimientos de escapula, hombro y codo, por medio de tareas específicas en los miembros afectados, enfocado en mejorar el rango de movimiento, coordinación, fuerza, velocidad y suavidad del movimiento (In Motion Arm a New Generation, 2019).



Figura 1. Equipo *In Motion Arm*

2. Objetivo

El propósito de este estudio es informar los efectos terapéuticos del uso del aparato de robótica *In Motion Arm* como parte del proceso de rehabilitación física de tres pacientes con lesión del plexo braquial y amputación de miembros inferiores asociados.

3. Métodos

¹ cinthia_sousa@hotmail.com, (+55) 12 981572555

Este estudio fue aprobado por el Comité de Ética, número 1.072.517, realizado mediante recolección de datos incluidos en los registros del paciente del Centro de Rehabilitación Lucy Montoro (Unidad São José dos Campos), de tres pacientes con lesión del plexo braquial y amputación del miembro inferior asociada, atendidos en este Centro en el período entre mayo de 2014 y diciembre de 2015.

Todos los pacientes participaron del Programa de Rehabilitación multidisciplinaria (dos veces por semana en los sectores de fisioterapia y condicionamiento físico, y semanal en las asistencias de terapia ocupacional, psicología, asistencia social, nutrición y enfermería), además de la atención con robótica dos veces por semana, con duración de 50 minutos cada sesión.

El *In Motion Arm*, se trata de un brazo robótico que permite la realización de los movimientos de protracción y retracción escapular, giro interno y externo, flexión, extensión, abducción y aducción del hombro y flexión y extensión de codo. Permite alta repetición (de 400 a 1000 repeticiones por sesión) por medio de tareas específicas en el miembro afectado enfocado en mejorar el rango de movimiento activo, coordinación, fuerza, velocidad y suavidad de movimiento. Es sensible al movimiento del paciente, respondiendo a la capacidad continua de cambios y guiando el tratamiento según su capacidad.

4. Resultados

Los datos descriptivos de los pacientes analizados se encuentran en la tabla 1. La tabla 2 enseña las puntuaciones iniciales y finales de los dos pacientes evaluados, separados por la habilidad evaluada en el aparato de robótica. La tabla 3 indica las habilidades motoras, funcionales y emocionales en el inicio y término del proceso de rehabilitación.

Tabla 1: descripción de los pacientes analizados

Paciente	K.G.M.S.	A.L.G.P.	A.A.M.
Nivel de lesión del plexo braquial	Lesión del plexo braquial derecho	Lesión del plexo braquial izquierdo (desde las raíces C5 a T1)	Lesión del plexo braquial izquierdo asociada con fractura de clavícula, húmero y muñeca
Nivel de amputación	Transfemorales Derecha	Transfemorales izquierda	Transfemorales izquierda
Realización de cirugía de plexo braquial	En 06/10/2014 con el intento de injertar nervios C5	En 25/11/2013 realizó cirugía de exploración del plexo y técnica de Oberlin	No realizado

Tabla 2: Puntuación inicial y final de los pacientes por habilidad evaluada

Habilidad Evaluada	K.G.M.S.		A.L.G.P.		A.A.M.	
	Inicial	Final	Inicial	Final	Inicial	Final
Smoothness (>)	0,485	0,500	0,548	0,573	0,452	0,524
Reach error (<)	0,035	0,037	0,009	0,007	0,018	0,009
Mean velocity (>)	0,087	0,118	0,103	0,126	0,073	0,091
Maximum velocity (>)	0,190	0,258	0,191	0,223	0,166	0,179
Path error (<)	0,013	0,012	0,010	0,013	0,013	0,017
Circle size (>)	0,01849	0,01475	0,01762	0,01919	0,00583	0,00650
Independence (>)	0,852	0,793	0,831	0,860	0,765	0,786
Hold deviation (<)	0,100	0,064	0,090	0,076	0,062	0,55
Displacement (>)	0,053	0,059	0,053	0,066	0,072	0,081

(>) cuanto mayor el número, mejor el desarrollo. (<) cuanto menor el número, mejor el desarrollo.

Tabla 3: descripción de las habilidades motoras, funcionales y emocionales en el inicio y término del proceso de rehabilitación

Paciente	Momento del proceso de rehabilitación	Descripción de las habilidades motoras, funcionales y emocionales en el inicio y término del proceso de rehabilitación
K.G.M.S	Inicio	<ul style="list-style-type: none"> ausencia de movimiento activo en miembro superior derecho (MSD); dolor neuropático y edema en MSD; subluxación en el hombro derecho; luxación de muñeca derecha; dependencia de silla de ruedas para locomoción domiciliar y comunitaria; independencia para alimentación, higiene personal, prenda superior e inferior y uso del inodoro; semidependencia para ducharse; no hacía uso de prótesis en miembro inferior derecho (MID).

¹ cinthia_sousa@hotmail.com, (+55) 12 981572555

	Término	<ul style="list-style-type: none"> • disminución en el edema; • mejoría de la amplitud de movimiento pasiva en el MSD; • logro de fuerza muscular en estabilizadores de la escápula; • no ha sido verificado logro de movimiento activo en hombro, codo, muñeca y/o dedos del MSD; • no ha sido verificado mejoría en la subluxación del hombro; • alcanzó independencia para ducharse; • alcanzó mayor autonomía para las actividades cotidianas; • recibió el alta con todos los objetivos alcanzados para el proceso de rehabilitación, usando de modo funcional la prótesis vinculado al bastón canadiense.
	Inicio	<ul style="list-style-type: none"> • presentaba movimiento activo limitado de muñeca y dedos izquierdos; • dolor al moverse; • importante edema en dorso de la mano y dedos; • independiente en las Actividades de la Vida Diaria (AVD): alimentación, higiene personal, ducharse, prenda superior e inferior, uso del inodoro y transferencias; • hacía uso de silla de ruedas para locomoción domiciliaria y en la comunidad, haciendo la autopropulsión de la misma con mano y pie derechos.
A.L.G.P.	Término	<ul style="list-style-type: none"> • disminución en el edema; • mejoría del rango de movimiento pasivo en el MSD; • logro de fuerza muscular en estabilizadores de la escápula; • no ha sido verificado logro de movimiento activo en hombro, codo, muñeca y/o dedos del MSD; • no ha sido verificado mejoría en la subluxación del hombro; • verbalizó la recuperación gradual de la vida social y el deseo de recuperar su vida laboral • logró reordenar su rutina y a readaptarse a las actividades de modo satisfactorio, realizándolas de manera independiente, • aumento de la autoconfianza y autoestima; • reconocimiento de sus potenciales; • alcanzó reconstruir de manera positiva el autoconcepto; • readaptación social; • alta con los objetivos alcanzados usando de modo funcional la prótesis vinculado al bastón de 4 puntos.
	Inicio	<ul style="list-style-type: none"> • semidependencia en actividades diarias (alimentación, higiene personal, ducharse, prenda superior e inferior, uso del inodoro, locomoción en silla de ruedas); • presentaba limitación del rango de movimiento pasivo en MSE y movimiento activo limitado, para extensión de hombro y codo, oponencia y movimientos de los dedos; • presentaba subluxación en hombro izquierdo; • realizaba ortostatismo, pero no presentaba función manual en esta posición; • en su residencia realizaba marcha saltando; • hacía uso de silla de ruedas para largas distancias.
A.A.M	Término	<ul style="list-style-type: none"> • no han sido observadas modificaciones motoras y funcionales en el MSE; • alcanzó independencia en las AVDs, • aceptación de su cuadro clínico, reaccionando bien a las limitaciones y buscando realizar la mayor parte de las actividades en su residencia de manera independiente; • emocionalmente estable; • recibió la prótesis de miembro inferior, pero ha tenido alta del entrenamiento de la marcha con objetivos parcialmente alcanzados, pues ha presentado poca evolución con relación al alineamiento corporal, equilibrio y patrón de marcha con la prótesis asociada al bastón de 4 puntos.

5. Discusión

Las lesiones del plexo braquial engloban indicación quirúrgica precoz restricta, de modo que la mayor parte de los casos

¹ cinthia_sousa@hotmail.com, (+55) 12 981572555

reservada para tratamiento quirúrgico entre tres y cuatro meses tras el trauma (Rodrigues et al, 2014). Además, los resultados funcionales posquirúrgicos en general son obtenidos después de un a dos años y muchos pacientes no logran habituarse a la rehabilitación a causa de condiciones socioeconómicas precarias (Moraes et al, 2015). Desde el punto de vista funcional, la cirugía reconstructiva del plexo braquial restaura la función del codo y hombro, la flexión de la muñeca y dedos, la extensión de los dedos y de la musculatura intrínseca (Batista & Araujo, 2013).

Los tres casos clínicos en cuestión tuvieron como mecanismo del trauma un accidente de motocicleta. Todos tuvieron consecuencias en su autoestima, movilidad, capacidad de realizar las actividades cotidianas, el empleo y diversión, déficits motores, sensitivos, dolores y limitación funcional. Dos de los casos plantearon una cirugía de la lesión del plexo. Uno de los pacientes que ha planteado la cirugía obtuvo algún grado de recuperación motora de hombro, codo, muñeca y dedos, sin embargo, hasta el momento del alta del programa de rehabilitación en institución, los beneficios funcionales en este miembro fueron prácticamente inexistentes. La otra paciente que también planteó la cirugía no presentó evolución motora y/o funcional del miembro lesionado.

Los tres sujetos de la investigación recibieron alta de la institución con la prótesis y debidamente entrenados para el uso de las mismas tras la atención del entrenamiento para la marcha. Uno de los pacientes recibió alta del entrenamiento para la marcha con los objetivos parcialmente alcanzados, visto que presentó poca evolución con relación al alineamiento corporal, equilibrio y patrón de marcha, además de la dificultad en habituarse a las orientaciones dadas durante los entrenamientos. Es interesante enfatizar que la evaluación cognitiva de este paciente señaló déficit cognitivo, con dificultad de comprensión de órdenes complejas, tiempo de latencia para la respuesta aumentado, déficit de orientación temporo espacial, déficit de funciones ejecutivas (planificación y raciocinio) y déficit de memoria de largo plazo. Conjuntamente, antes mismo de la fase de entrenamiento para la marcha (post-prótesis), el paciente se adaptaba parcialmente a las orientaciones transmitidas por los profesionales debido a la dificultad de memoria y funciones ejecutivas.

Cada paciente del estudio presenta una lesión diferente y un planteamiento quirúrgico también diferente (en el caso de haber realizado), lo que nos impide de compararlos entre sí. Sin embargo, es posible verificar una tendencia de mejoría en las habilidades evaluadas por el aparato de robótica por lo que se refiere a la mayor cantidad y mejor calidad de movimiento realizado con el miembro superior afectado por la lesión del plexo braquial. También es importante indicar los beneficios funcionales y emocionales que estos pacientes presentaron como resultado del programa de rehabilitación multiprofesional.

6. Conclusión

Se concluye que el aparato de robótica, asociado a la terapia convencional puede potenciar la rehabilitación del miembro superior de los pacientes con lesión de plexo braquial, favoreciendo los beneficios motores en los miembros superiores afectados por la lesión de plexo, y que un programa de rehabilitación multiprofesional coopera con los beneficios funcionales y emocionales que hacen la diferencia en la recuperación de la vida de los pacientes con discapacidades físicas incapacitantes adquiridas.

7. Referencias

- Batista, K.T., Araujo, H.J. (2013). *Reabilitação na paralisia parcial do plexo braquial*. Rev Bras Cir Plást, 28(1):175-9. Brasil. Decreto N° 61.003, DE 19 DE DEZEMBRO DE 2014. *Dispõe sobre a Rede de Reabilitação Lucy Montoro e dá providências correlatas*. Detalles em: <https://www.al.sp.gov.br/repositorio/legislacao/decreto/2014/decreto-61003-19.12.2014.html>
- Guarino, P., Chamliam, T.R., Masiero, D. (2007). *Retorno ao trabalho em amputados dos membros inferiores*. Acta Fisiatr, 14(2): 100-3.
- In Motion Arm a New Generation.(2019). *Bionic*. Detalles em: <https://www.bioniklabs.com/products/inmotion-arm>
- Moraes, F.B., Kwaee, M. Y., Silva, R.P., Porto, C.C., Magalhães, D. P.; Paulino, M.V. *Aspectos clínicos de pacientes com lesão traumática do plexo braquial após tratamento cirúrgico*. Rev Bras Ortop (2015); 50 (5):556-561.
- Rodrigues, D.B., Viegas, M.L.C., Rogério, J.S., Pereira, E.L.R.(2014). *Tratamento cirúrgico das lesões traumáticas do plexo braquial*. Arq. Bras. Neurocir, 33(2):125-31.
- Silva, J.B.S., Silva, P.G., Gazzalle, A. (2010). *Lesões de Plexo Braquial*. Revista da AMRIGS, 54(3): 344-9.

¹ cinthia_sousa@hotmail.com. (+55) 12 981572555

PLANIFICACIÓN DE TRAYECTORIA DE REHABILITACIÓN PARA MIEMBROS SUPERIORES ASISTIDA POR ROBOT

Sibyla Andreuchetti Vioto e Silva, Alice Tissot Garcia, Vinícius Menezes de Oliveira,
Manuel Leonardo Simosa Sotillo

Centro de Ciências Computacionais – C3
Universidade Federal do Rio Grande – FURG

sibylaavs@gmail.com, alicetissotgarcia@gmail.com, vinicius@ieee.org, simosamanuel@gmail.com

Resumen

Con respecto a las intervenciones de rehabilitación tradicionales, los sistemas robóticos pueden proporcionar fisioterapia más intensa con la implementación de diversas estrategias interactivas. Los estudios de pacientes con accidente cerebrovascular sometidos a rehabilitación asistida por robot han revelado varios parámetros cinemáticos que describen la calidad del movimiento de las extremidades superiores. Determinar las rutas apropiadas de movimiento es esencial para garantizar un espacio de trabajo de intersección apropiado con las extremidades del paciente. Este documento propone el reconocimiento del movimiento del brazo, con y sin compensación del tronco, para que en el futuro se desarrollen trayectorias de rehabilitación para un robot manipulador que garantice los movimientos fisioterapéuticos necesarios de la extremidad superior tomando en cuenta la seguridad del paciente.

Palabras clave: terapias asistidas por robot, planificación de trayectoria, miembros superiores, espacio de trabajo

1. Introducción

La recuperación del uso funcional de la extremidad superior en pacientes con hemiparesia ha sido una lucha de larga data para pacientes y terapeutas. Después del accidente cerebrovascular, la mayoría de los pacientes tienen deficiencias motoras residuales en las extremidades superiores, lo que lleva a limitaciones a largo plazo, que afectan su calidad de vida. Las técnicas y la rehabilitación de las extremidades superiores asistidas por robot han avanzado rápidamente en las últimas décadas, con respecto a las intervenciones de rehabilitación tradicionales, los sistemas robóticos pueden proporcionar fisioterapia más intensa con la implementación de diversas estrategias interactivas. Los estudios de pacientes con accidente cerebrovascular sometidos a rehabilitación asistida por robot han revelado varios parámetros cinemáticos que describen la calidad del movimiento de la extremidad superior, sin embargo, debido a los diferentes niveles de accidente cerebrovascular y diferentes criterios de evaluación e intervenciones, la evaluación de la efectividad del programa de rehabilitación se ve afectada. (NORDIN; XIE; WÜNSCHE, 2014).

Por lo tanto, es necesario tener en cuenta las diversas y distintas fases del mecanismo de recuperación del accidente cerebrovascular, ya que dichos mecanismos asociados con la efectividad de la intervención de rehabilitación son interactivos con eventos fisiológicos espontáneos, que se desencadenan por una lesión cerebral durante las diferentes fases. Brevemente, el marco de tiempo presentado en la Figura 1 presenta las etapas definidas a lo largo de un continuo, comenzando desde el comienzo del accidente cerebrovascular hasta años después del accidente, según las recomendaciones de (SULLIVAN, 2007). El uso de modelos de pacientes, la captura de información del sensor y la realización del movimiento terapéutico apropiado permitirán un examen mucho más preciso para la rehabilitación al medir nuevos parámetros como el pico de hipertonia / rigidez, área bajo la curva, espasticidad, relación hipertónica, entre otros (FONSECA et al.2018, HAGENGRUBER y VOGEL 2018).

En (MIAO et al.2018), por ejemplo, se presentó un nuevo método de generación de trayectoria en tres etapas utilizando análisis de interferencia, el documento aborda el entrenamiento bilateral de miembros superiores debido a su potencial para aplicaciones clínicas. La generación de trayectoria considera la intersección entre el espacio de trabajo de la mano humana y el espacio de trabajo del robot, lo que hace que la ruta de entrenamiento sea segura para los usuarios a una velocidad adecuada. Además, según la antropometría de un individuo, también se implementa con una adaptación específica del paciente.

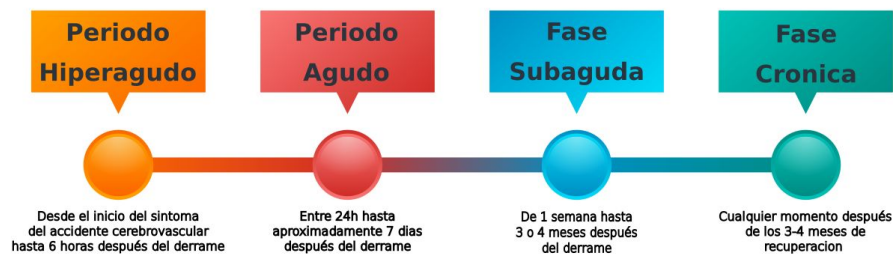


Figura 1. Etapas del accidente cerebrovascular a lo largo del tiempo.

2. Metodología

Este proyecto utilizará una metodología de modelado no invasivo de la extremidad superior. El modelado biomecánico de las articulaciones se basa en la cinemática de los 7 grados de libertad de Rose (ROSE J. y PERRY 2007). La atención se centra en la generación automática de los movimientos terapéuticos del robot manipulador Cyton Gamma 1500, que tiene 7 grados y redundancia cinemática, lo que le permite colocar una mano o herramienta en una posición y orientación de varias maneras. Su alcance es de 68 cm y suficiente para realizar el movimiento propuesto. Además, se colocó una nueva garra en el robot, basada en el trabajo presentado en (MIAO et al.2018), citado anteriormente, para cumplir mejor los requisitos de diseño, como se muestra en la Figura 2. Las especificaciones adicionales del robot se encuentran en el *data-sheet* disponible en (ROBAI, 2015). Por lo tanto, en base al modelo obtenido previamente de cada paciente, y al poder realizar una terapia asistida, el robot guiará el movimiento del paciente, generando automáticamente trayectorias tridimensionales adaptadas para cada paciente.



Figura 2. Robot Cyton Gamma 1500 con garra adjunta.

Las terapias asistidas por robot hacen uso de algunas tareas de evaluación que funcionan con la idea de centro a punto (CO-PTP) (NORDIN; XIE; WÜNSCHE, 2014). La tarea es básicamente mover las extremidades del paciente desde un punto central, alcanzar un objetivo, regresar al punto central y al siguiente objetivo y así sucesivamente hasta completar un círculo (figura geométrica más utilizada), teniendo en cuenta el punto inicial como el centroide de un plano horizontal. Un punto considerable es la suavidad del movimiento, que depende del perfil del camino. Es importante resaltar que, conociendo las diferentes fases de la recuperación del accidente cerebrovascular, la propuesta se ubica en las terapias aplicadas en pacientes crónicos, debido a los resultados significativos presentados en actividades de PTP sin perturbaciones y resistivas (ZOLLO et al., 2011), CO-PTP (CONROY et al., 2011) y PTP multi-nivel (CODERRE et al., 2010). Por lo tanto, la idea central de la planificación de la trayectoria es que el robot conduce la mano del paciente a cada objetivo de la tarea, generando el movimiento terapéutico en la extremidad superior. Sin embargo, la tarea se realizará en el plano 3D formando un cubo, en vez del plano horizontal como en la lógica de movimiento CO-PTP presentada. La representación del movimiento sugerido se puede ver en la Figura 2 (a). Además, es común que los pacientes con hemiparesia utilicen la flexión del tronco para compensar el deterioro de la actividad latente del codo y el hombro (DOLOR, 2015). Por lo tanto, en el futuro, se desea que el robot, mediante el uso de algoritmos presente la capacidad de autoaprendizaje durante la ejecución del movimiento reajustando su trayectoria para minimizar dicha compensación, como se muestra, por ejemplo, en la Figura 2 (b).



Figura 3. Representaciones de movimientos y trayectorias sugeridas para el proyecto

3. Resultados e Considerações Finais

Como se indicó anteriormente, la propuesta es que el robot manipulador pueda seguir un camino que proporcionará el movimiento deseado en el brazo del paciente. Para esto, se realizaron algunas pruebas para capturar la información del brazo y el tronco al realizar el movimiento de aducción, que se muestra en la Figura 4, utilizando el sensor Microsoft Kinect V2. Inicialmente, el movimiento se realizaba libremente, que se muestra en la Figura 5(a) y luego se repetía, pero con restricción en el tronco para evitar movimientos compensatorios, que se muestra en la Figura 5(b). Los gráficos muestran los resultados de uno de los voluntarios que presentó la mayor variación de tronco en libre movimiento. Es importante tener en cuenta que todos los valores están relacionados con el sistema de referencia del sensor.

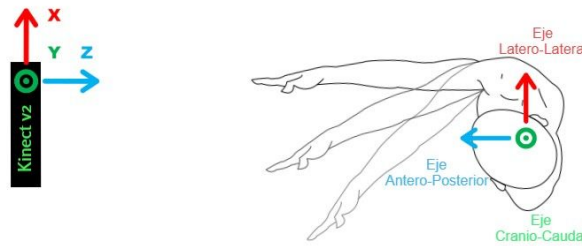
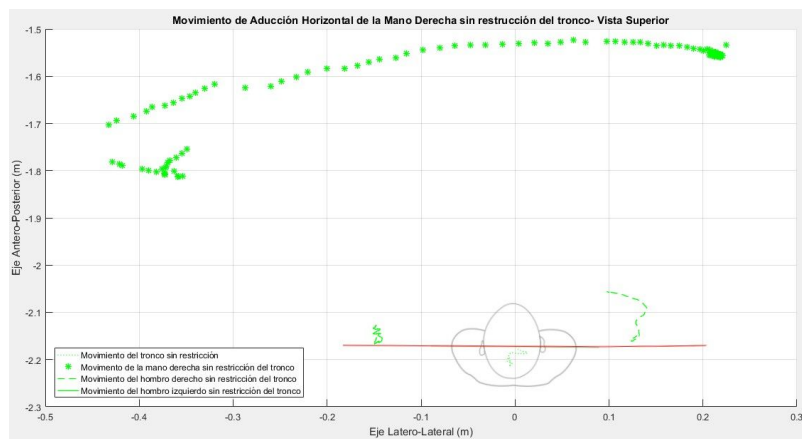
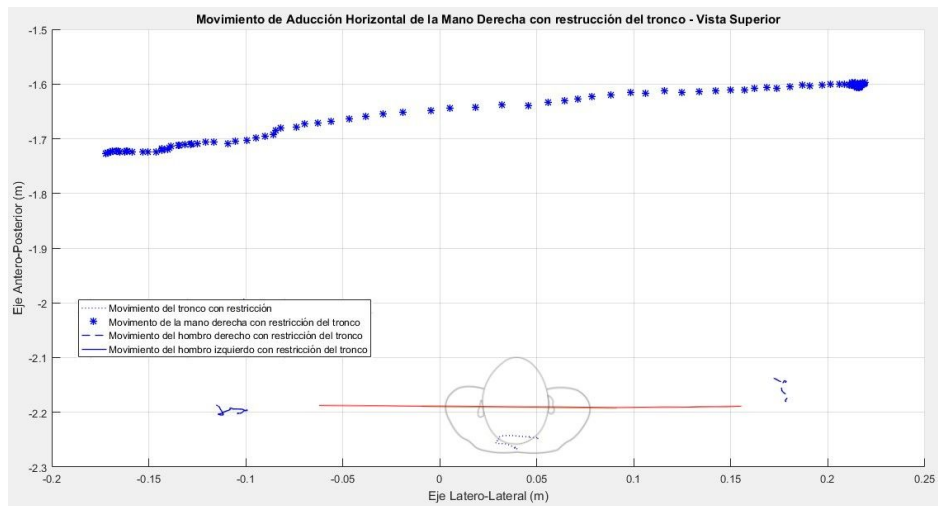


Figura 4. Representación de la posición del voluntario en relación con Kinect v2 (sistema de referencia)

Por lo tanto, después de concluir que existe un movimiento compensatorio, los siguientes pasos son comprender primero los movimientos de las articulaciones y el brazo en el espacio para que sea posible pasar esa trayectoria sin compensación a los planos cartesiano y articulaciones del robot para que su efector final pueda replicarlo y luego analizar la diferencia entre las dos trayectorias generadas, con el fin de comprender si es posible cambiar la trayectoria del robot para minimizar la compensación mientras se realiza el movimiento.



(a) Movimiento de aducción horizontal sin restricción del tronco



(b) Movimiento de aducción horizontal con restricción del tronco

Figura 6. Resultado de las pruebas realizadas para el movimiento de aducción horizontal del voluntario que presentó la mayor variación de tronco en libre movimiento (Las figuras humanas son meramente ilustrativa, no sigue las dimensiones reales.)

4. Referencias

- NORDIN, N.; XIE, S.; WuNSCHE, B. *Assessment of movement quality in robot-assisted upper limb rehabilitation after stroke: A review*. Journal of Neuro Engineering and Rehabilitation, v. 11, n. 1, 2014. Cited -By 73.
- FONSECA, L. et al. *Investigating upper limb movement classification on users with tetraplegia as a possible neuroprosthesis interface*. In: 2018 40th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC). [S.l.: s.n.], 2018. p. 5053–5056. ISSN 1558-4615.
- SULLIVAN, K. J. *On “modified constraint-induced therapy...”* page and levine. physter. 2007; 87: 872-878. Physical therapy. Oxford University Press, v. 87, n. 11, p. 1560-1560, 2007.
- HAGENGRUBER, A.; VOGEL, J. *Functional tasks performed by people with severe muscular atrophy using an sEMG controlled robotic manipulator*. In: 2018 40th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC). [S.l.: s.n.], 2018. p. 1713–1718. ISSN 1558-4615.
- MIAO, Q. et al. *A three-stage trajectory generation method for robot-assisted bilateral upper limb training with subject-specific adaptation*. Robotics and Autonomous Systems, Elsevier, v. 105, p. 38–46, 2018.
- ROBAI, *Cyton Gamma 1500 Arm Specifications*. 2015. Disponible en: <<https://www.cdiweb.com/datasheets/Robai/Cyton-Gamma-1500-Arm-Specifications-2015.pdf>>
- ROSE J. E PERRY, J. Upper limb powered exoskeleton. International Journal of Humanoid Robotics, v. 4, n. 3, 2007.
- PAIN, Liza M. et al. *Effect of trunk-restraint training on function and compensatory trunk, shoulder and elbow patterns during post-stroke reach: a systematic review*. Disability and rehabilitation, v. 37, n. 7, p. 553-562, 2015.
- ZOLLO, L. et al. *Quantitative evaluation of upper-limb motor control in robot-aided rehabilitation*. Medical & biological engineering & computing, Springer, v 49, n. 10, p. 1131,2011.
- CODERRE, A. M. et al. *Assessment of upper-limb sensorimotor function of subacute stroke patients using visually guided reaching*. Neurorehabilitation and neural repair, SAGE Publications Sage CA: Los Angeles, CA, v 24, n.6, p. 528-541, 2010.
- CONROY, S.S. et al. *Effect of gravity on robot-assisted motor training after chronic stroke: a randomized trial*. Archives of physical medicine and rehabilitation, Elsevier, v. 92, n. 11, p. 1754-1761, 2011.
- MARQUES, Amélia Pasqual. *Manual de Goniometria*. 2ª edição revisada e ampliada. 2003.

Estrategias de control de un exoesqueleto robótico para la asistencia en la flexo-extensión de rodilla para pacientes con hemiparesia.

Julio Salvador Lora Millán ^{1a}, Eduardo Rocon^a

^a Centro de Automática y Robótica (CAR). CSIC-UPM, Crta. Campo Real Km 0.200 Arganda del Rey (Madrid)

Resumen

La hemiparesia es una de las principales consecuencias del ictus e implica una marcha deficiente y asimétrica en las personas que la padecen. Para asistir a estas personas, nuestro grupo ha desarrollado una órtesis activa de rodilla que es controlada en función del movimiento de la pierna sana del sujeto. En este documento se detallan dos algoritmos que generan una trayectoria para la órtesis activa de manera coordinada con el movimiento real del usuario y basada en la cinemática de la pierna sana. El primero de los algoritmos se basa en replicar el movimiento de la pierna sana del sujeto, mientras que el segundo se basa en aplicar un patrón sano normalizado de manera coordinada con el movimiento. Ambos algoritmos han sido evaluados en 5 sujetos, para quienes se ha comparado su movimiento real con el movimiento realizado por la órtesis. Los resultados de estos ensayos demuestran que ambos algoritmos son capaces de generar las trayectorias correspondientes para que la órtesis activa reproduzca el movimiento del usuario.

Palabras clave: hemiparesia, asistencia robótica, exoesqueleto robótico

1. Introducción

El ictus se ha convertido en uno de los principales problemas médicos y socioeconómicos de nuestra sociedad (Feigin 2015). Aproximadamente, 1.1 millones de habitantes en Europa padecen ictus cada año (Béjot 2016), de los cuales, más del 80% presentan disfunciones en la marcha que les causa dificultades a la hora de desarrollar actividades de la vida diaria (Li 2018).

La marcha hemiparética presente en estos sujetos está caracterizada por una asimetría en la marcha mucho más pronunciada que en sujetos sanos (Olney 1996). Generalmente, estos sujetos reducen la fase de apoyo de la marcha, prolongando la fase de balanceo en la extremidad impedida. Además de esta característica, la hemiparesia conlleva debilidad muscular y espasticidad (Moriello 2011), peor coordinación motora y rangos de movimiento reducidos en la flexión de la rodilla y la dorso-flexión del tobillo (Awad 2017) que conllevan mecanismos de compensación de la marcha, menor velocidad y mayor consumo metabólico.

Ante esta problemática, nuestro grupo ha desarrollado dos algoritmos de control para una órtesis activa de rodilla basados en el movimiento de la extremidad sana del sujeto. Estos algoritmos serán los responsables de generar una trayectoria para la flexo-extensión de la rodilla parética del usuario de manera coordinada con el movimiento de la pierna sana del paciente. En esta aportación se describirán dicho algoritmos, así como los resultados preliminares obtenidos durante una validación con sujetos sanos.

2. Estrategias de control para el exoesqueleto robótico

La ortésis activa diseñada consta de dos grados de libertad (Figura 1): flexo-extensión de rodilla y dorso-flexión de tobillo. El primero de ellos está actuado a través de un motor de corriente continua sin escobillas acoplado a un harmonic drive; el segundo permite el libre movimiento del pie en el plano sagital.

El exoesqueleto dispone de cuatro sensores que dan información sobre variables del sistema y son utilizados en tiempo real para su control: 1) Potenciómetro lineal que mide el ángulo de flexión de la rodilla; 2) Puente completo de galgas extensiométricas que miden el par de interacción entre robot y usuario; 3) FSRs insertados en las plantillas de ambos zapatos que permiten detectar el contacto con el suelo; 4) Sensores inerciales en muslos y pantorrillas para medir la cinemática de ambas caderas y rodillas. Todo el dispositivo es gobernado

¹ julio.lora@csic.es, número de teléfono: (+34) 918 711 900

por un sistema de control que, junto con una batería Li-Po, está embebido en una mochila que puede cargar el usuario.

En cuanto al control de bajo de nivel, se ha implementado un control de posición que busca seguir las trayectorias generadas para la flexión de la rodilla. Este control está basado en un controlador PID que utiliza la señal del ángulo de flexión de la articulación para cerrar el lazo de control. Además, de cara a la utilización como dispositivo asistencial o de rehabilitación se ha incorporado un control de impedancia para modular la interacción entre robot y usuario.

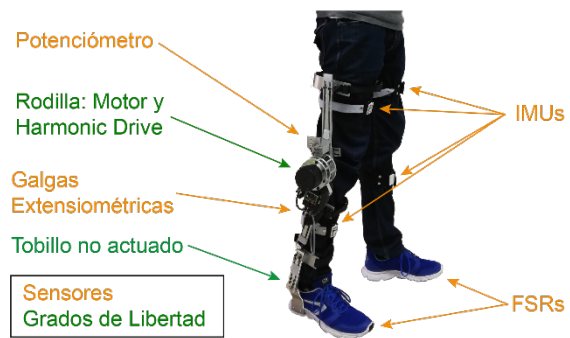


Figura 1: Exoesqueleto robótico de rodilla para la asistencia de pacientes con hemiparesia.

En la fase actual de desarrollo, se han diseñado dos controladores basados en la cinemática de la pierna sana para generar la trayectoria a seguir por el robot. Teniendo en cuenta la naturaleza cíclica de la marcha y el desfase de 180° existente entre el movimiento de ambas piernas (Wang 2013), es posible coordinar la trayectoria a seguir por el exoesqueleto con el movimiento de la pierna sana.

2.1. Segmentación de la marcha

En base a los sensores colocados sobre la pierna sana, se ha realizado la segmentación de la marcha en cinco eventos clave: 1) Contacto del talón; 2) Contacto de la puntera del pie; 3) Despegue del talón; 4) Despegue de la puntera del pie; 5) Máximo ángulo de flexión en la rodilla. Midiendo el tiempo entre el mismo evento en pasos consecutivos (T_i), es posible calcular el retardo (d_i) que ha de existir entre el movimiento de la pierna sana y la trayectoria generada para conseguir la sincronía entre ambos movimientos, según la ecuación (1).

$$d_i = 0.5 * T_i \quad i = 1 : 5 \quad (1)$$

Estos retrasos serán aplicados sucesivamente para conseguir adaptarse a los cambios de velocidad de la marcha. Para evitar interrupciones bruscas en la trayectoria generada, los retrasos son filtrados mediante un filtro paso-bajo Butterworth de primer orden, con frecuencia de corte de 10Hz.

2.2. Generación de trayectoria replicando patrón sano

Este algoritmo se basa en un buffer donde se almacena la cinemática de la pierna sana medida a través de los sensores inerciales. Una vez realizada la segmentación de la marcha, la trayectoria se genera aplicando sucesivamente los diferentes retrasos calculados a partir de los eventos clave. Así, la trayectoria generada es una réplica de la trayectoria de flexión de la rodilla de la pierna sana pero retrasada en el tiempo. El retraso es actualizado en cada evento para garantizar este sincronismo.

2.3. Generación de trayectoria mediante adaptación de patrón normalizado

Esta estrategia de control se basa en el trabajo desarrollado por Koopman et al. (Koopman 2014), quienes identificaron los patrones de marcha normalizados de sujetos sanos. El objetivo de este control es sincronizar,

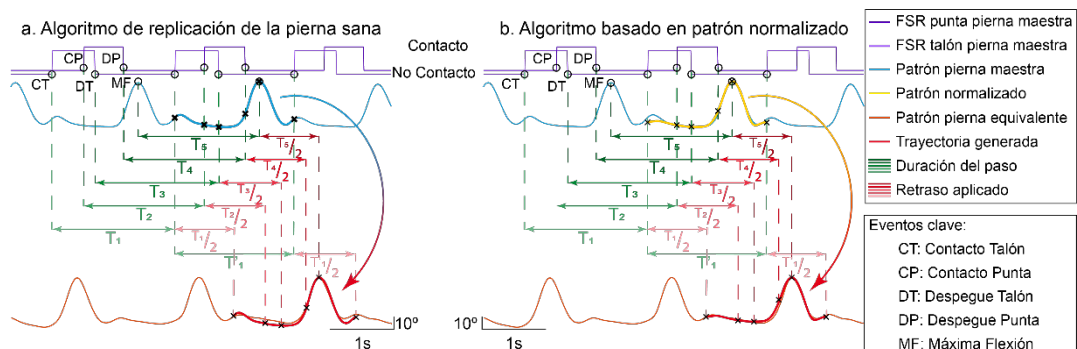


Figura 2: Estrategias para la generación de trayectorias para el control del exoesqueleto basadas en la cinemática de la pierna sana.

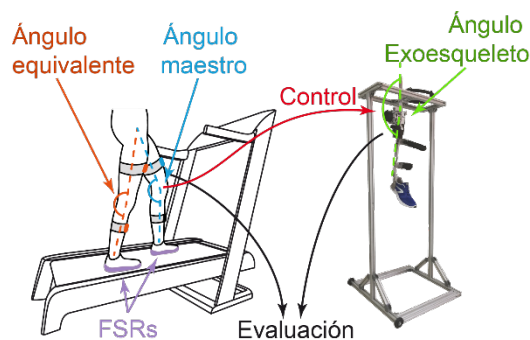


Figura 3: Validación experimental

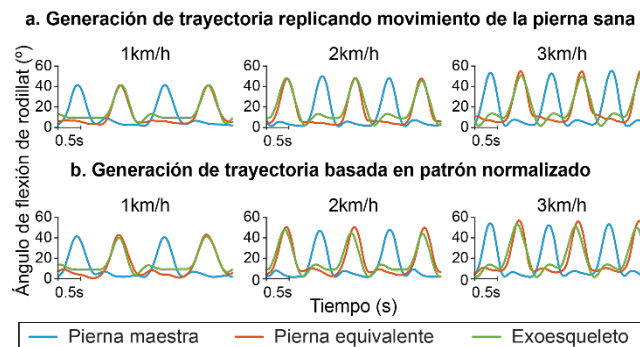


Figura 4: Ejemplo de resultados para el sujeto 1 utilizando ambos algoritmos de control. Cada columna representa resultados obtenidos a diferente velocidad (1, 2 y 3 km/h de izquierda a derecha).

en tiempo real, la generación del patrón normalizado con el movimiento de flexión de la rodilla de la pierna sana. Este patrón normalizado es posteriormente escalado en amplitud según el rango de movimiento de la articulación sana, de esta manera los valores de máxima y mínima flexión de la articulación son consistentes para el usuario. Por último, a este patrón se le aplican los retrasos ya definidos en la sección 3.1 para generar la trayectoria a seguir por el exoesqueleto.

3. Resultados

Para evaluar el funcionamiento de ambos algoritmos de control, se ha llevado a cabo una validación experimental con seis sujetos sanos (3 hombres y 3 mujeres, edad: 24.2 ± 4.0 años, altura: 1.71 ± 0.08 m; media \pm desviación típica). El objetivo del experimento fue contrastar el movimiento realizado por el robot con el movimiento real de la pierna derecha del usuario (ángulo equivalente en la Figura 3). Para ello, se fijó el exoesqueleto a un bastidor, al tiempo que los usuarios andaban sobre una cinta rodante. De esta forma, los sensores colocados en la pierna izquierda obtienen la secuencia de eventos y el ángulo de flexión de la rodilla (ángulo maestro en la Figura 3) que permite generar la trayectoria correspondiente a la pierna derecha mediante los algoritmos de control. De esta manera, es posible comparar la flexión de la rodilla derecha del usuario (medida por los sensores inerciales) con el movimiento estimado por nuestros algoritmos y efectuado por el robot.

Los ensayos realizados consistieron en andar sobre la cinta a velocidad variable. Cada sujeto realizó tres repeticiones del experimento para cada algoritmo de control, intercaladas y en orden aleatorio. Las velocidades de la marcha dentro de cada ensayo variaron en orden aleatorio, entre 1 y 3km/h en intervalos de 0.2km/h. En la Figura 4 se representan, a modo de ejemplo, resultados obtenidos para el sujeto 1 utilizando tanto el algoritmo de replicación del patrón sano como el algoritmo basado en patrón normalizado.

Para la evaluación de la reconstrucción del patrón y la coordinación obtenida con el movimiento del usuario se han utilizado dos métricas complementarias: el error cuadrático medio (Root-Mean-Squared, RMS) entre el ángulo de flexión del exoesqueleto y de la rodilla de la pierna derecha del usuario en un paso, y el retraso entre los tiempos de máxima flexión en ambos movimientos.

En la Figura 5 se muestran las distribuciones de las métricas obtenidas para ambos algoritmos. Después de comprobar la no normalidad de los datos mediante el test de Kolmogorov-Smirnov ($p\text{-value} \sim 0$), se aplicó el Wilcoxon rank sum

Tabla 1. Resumen de resultados experimentales.

	Algoritmo replicación	Algoritmo patrón normalizado
Error RMS (°)	7.4 ± 2.7	8.9 ± 3.2
Retraso máxima flexión (ms)	-20.0 ± 50.8	-9.8 ± 82.1

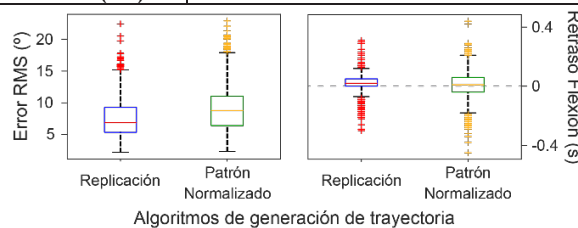


Figura 5: Distribución de los resultados obtenidos por ambos algoritmos: error RMS y retraso en la máxima flexión. Ambas métricas muestran diferencias significativas al comparar ambos algoritmos.

test para detectar diferencias en las distribuciones de ambas métricas. El resultado de ambos test (p -value ~ 0) indica que existen diferencias significativas entre los resultados de los dos algoritmos para ambas métricas.

4. Discusión y conclusiones

En este trabajo hemos detallado dos algoritmos para la generación de trayectorias en una órtesis activa de rodilla para sujetos con hemiparesia basados en la cinemática de la pierna sana. Ambos algoritmos han sido implementados en nuestro prototipo y se han llevado a cabo ensayos para contrastar el movimiento del robot con el movimiento de la pierna equivalente en sujetos sanos.

Teniendo en cuenta los resultados obtenidos en los ensayos, ambos algoritmos son capaces de generar trayectorias coherentes y coordinadas. No obstante, se ha encontrado que el algoritmo basado en la replicación del movimiento sano presenta, de media, menor error en la reconstrucción del movimiento de la pierna derecha de los sujetos participantes en el estudio que el algoritmo basado en el patrón normalizado. Por el contrario, fue este último algoritmo el que, en término medio, obtuvo menor retraso en la aplicación de la máxima flexión de rodilla. Esto implica que, para el algoritmo basado en patrón normalizado, la trayectoria descrita por la articulación del robot difiere más de la trayectoria seguida por la pierna sana que en el caso del algoritmo que replica el movimiento de la pierna sana. No obstante, este algoritmo es capaz de conseguir una mayor coordinación e incluso adelantarse al movimiento que va a seguir el usuario.

Queda para trabajos futuros el analizar el funcionamiento de ambos algoritmos cuando el usuario está vistiendo la órtesis y comprobar cómo este se adapta al movimiento generado por el robot. Así mismo, consideramos interesante analizar en más profundidad el proceso de adaptación del algoritmo a las diferentes velocidades de marcha, especialmente cuando no sean impuestas por una cinta rodante.

La plataforma robótica presentada en este trabajo permitirá la realización de estudios para entender cómo el patrón de marcha de los pacientes se adaptará a las acciones del exoesqueleto.

Agradecimientos

Este trabajo fue desarrollado en el marco del proyecto XoSoft, Grant agreement No. 688175, financiado por la Unión Europea en el marco del programa de investigación e innovación Horizon 2020. El autor, Julio S. Lora ha recibido una ayuda del programa estatal de Formación de Profesorado Universitario (FPU16/01313) del Ministerio de Ciencia, Innovación y Universidades del Gobierno de España.

Referencias

- AWAD, LOUIS N., JAEHYUN BAE, K. O'DONNELL, STEFANO MARCO MARIA DE ROSSI, KATHRYN HENDRON, LIZETH H. SLOOT, PAWEŁ KUDZIA, ET AL. 2017. "A Soft Robotic Exosuit Improves Walking in Patients after Stroke." *SCIENCE TRANSLATIONAL MEDICINE* 9 (400): eaai9084. <https://doi.org/10.1126/scitranslmed.aai9084>.
- BÉJOT, YANNICK, HENRI BAILLY, JÉRÔME DURIER, AND MAURICE GIROUD. 2016. "Epidemiology of Stroke in Europe and Trends for the 21st Century." *Presse Medicale* 45 (12): e391–98. <https://doi.org/10.1016/j.lpm.2016.10.003>.
- FEIGIN, VALERY L., RITA V. KRISHNAMURTHI, PRIYA PARMAR, BO NORRVING, GEORGE A. MENSAH, DERRICK A. BENNETT, SUZANNE BARKER-COLLO, ET AL. 2015. "Update on the Global Burden of Ischemic and Hemorrhagic Stroke in 1990-2013: The GBD 2013 Study." *Neuroepidemiology* 45 (3): 161–76. <https://doi.org/10.1159/000441085>.
- KOOPMAN, B., E.H.F. VAN ASSELDONK, AND H. VAN DER KOOIJ. 2014. "Speed-Dependent Reference Joint Trajectory Generation for Robotic Gait Support." *Journal of Biomechanics* 47 (6): 1447–58. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2014.01.037>.
- LI, SHENG, GERARD E. FRANCISCO, AND PING ZHOU. 2018. "Post-Stroke Hemiplegic Gait: New Perspective and Insights." *Frontiers in Physiology* 9 (AUG): 1–8. <https://doi.org/10.3389/fphys.2018.01021>.
- MORIELLO, CAROLINA, LOIS FINCH, AND NANCY E MAYO. 2011. "Relationship between Muscle Strength and Functional Walking Capacity among People with Stroke." *Journal of Rehabilitation Research and Development* 48 (3): 267–75. <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/21480101>.
- OLNEY, SANDRA J., AND CAROL RICHARDS. 1996. "Hemiparetic Gait Following Stroke. Part I: Characteristics." *Gait & Posture* 4 (2): 136–48. [https://doi.org/10.1016/0966-6362\(96\)01063-6](https://doi.org/10.1016/0966-6362(96)01063-6).
- WANG, WEN JUN, JUAN LI, WEI DA LI, AND LI NING SUN. 2013. "An Echo-Based Gait Phase Determination Method of Lower Limb Prosthesis." *Advanced Materials Research* 706–708 (June): 629–34. <https://doi.org/10.4028/www.scientific.net/AMR.706-708.629>.

Diseño y evaluación cinemática de una articulación mecánica para la movilización del tobillo

Antonio J. del-Ama^{a,b}, Víctor Gómez-Tavira^b, Ángel Gil-Agudo^a, Álvaro Megía-Carpintero^a

^aUnidad de Biomecánica y Ayudas Técnicas, Hospital Nacional de Paraplégicos. Finca La Peraleda S/N, 45071, Toledo. ^bEscuela de Ingenierías Industrial de Toledo, Universidad de Castilla-La Mancha. Avda. Carlos III, 45071, Toledo

Resumen

Los exoesqueletos robóticos para la asistencia de la marcha está siendo objeto de investigación en cuanto a sus efectos el usuario. La totalidad de exoesqueletos para aplicaciones clínicas poseen un único grado de libertad en la articulación del tobillo en el plano sagital, siendo los restantes responsables del mantenimiento del equilibrio y de la capacidad de adaptación a diferentes superficies. Este trabajo presenta un nuevo concepto de articulación mecánica para la movilización del tobillo basada en la plataforma de Stewart. Consiste en una plataforma unida mediante articulaciones esféricas a tres actuadores lineales, ajustables en longitud, que permite dotar al efector final de 6 grados de libertad. Se evaluó la compatibilidad cinemática mediante comparando la cinemática de la articulación del tobillo con y sin exoesqueleto durante marcha por superficie lisa, y a través de un plano inclinado. Los resultados muestran una leve alteración de los patrones cinemáticos entre ambas condiciones en los dos experimentos realizados. En cualquier caso, el uso de un dispositivo externo, aunque proporcione total libertad de movimientos a la articulación, sigue imponiendo una perturbación a la marcha de la persona

Palabras clave: exoesqueleto, diseño mecánico, articulación, marcha, tobillo

1. Introducción

Una de las consecuencias de las enfermedades neurológicas es la afectación de la capacidad de marcha. La utilización de exoesqueletos robóticos para la rehabilitación la compensación funcional de la capacidad de marcha está siendo objeto de investigación en cuanto a sus efectos sobre la capacidad de marcha del usuario y el impacto en la calidad de vida [1], [2]. Estos sistemas han demostrado ser seguros, tolerados por los pacientes y proporcionar ciertas mejoras en la función de la marcha [2]–[5].

La totalidad de exoesqueletos para aplicaciones clínicas poseen un único grado de libertad en la articulación del tobillo en el plano sagital. Si bien este grado de libertad es responsable de la generación de la mayor parte del movimiento, los restantes grados de libertad de la articulación son responsables del mantenimiento del equilibrio y de dotar al tobillo de la capacidad de adaptación a diferentes superficies. Por otra parte, esta restricción en los grados de libertad limita la compatibilidad cinemática con el tobillo fisiológico, que pudiera asemejarse al que tendrá una articulación con tres grados de libertad cilíndricos, situados sobre el mismo plano a la altura del astrágalo). Realizar un diseño mecánico que dote de movimiento controlado en estos tres grados de libertad es un desafío que todavía no ha sido resuelto. En este trabajo presentamos el diseño preliminar de una nueva articulación mecánica que proporcione una compatibilidad cinemática total con la articulación fisiológica.

2. Material y Métodos

2.1. Diseño

La articulación propuesta se basa en el concepto de mecanismo plataforma de Stewart. Consiste en una plataforma triangular circular, unida mediante articulaciones esféricas a tres actuadores lineales, ajustables en longitud. Estos se encuentran, a su vez, conectados a una base fija mediante articulaciones universales. La arquitectura de la plataforma Stewart tal y como se conoce en la actualidad, consiste en una base fija, y una base superior móvil, conectada en al menos 3 puntos con los actuadores lineales. Esta base móvil se conecta con la base fija por medio de 6 actuadores, que a su vez están enganchados mediante articulaciones esféricas a un lado y universales al otro. Por su geometría, permite que su plataforma móvil tenga 6 GDL, rotación y

traslación en los ejes x, y y z. Es decir, la plataforma superior tiene la misma movilidad que si no tuviera ninguna restricción en el espacio, acotado a su espacio de trabajo correspondiente.

La solución mecánica propuesta se muestra en la Figura 1. Se trata de un mecanismo compuesto por cuatro actuadores lineales, que serán los encargados de realizar los movimientos de giro en ambos ejes. La unión entre estos actuadores y las bases (tanto la superior como la inferior), se implementa mediante una articulación esférica. El diseño de los alojamientos de las articulaciones esféricas permite implementar límites mecánicos en los grados de libertad de flexión dorsal-plantar y de inversión-eversión, mediante interferencia entre el émbolo del actuador y el alojamiento.



Figura 1. Vista isométrica del mecanismo propuesto.

A partir del concepto propuesto, se añaden la plantilla del mecanismo, así como un mecanismo que facilite el vestido/desvestido del mismo (Figura 2)

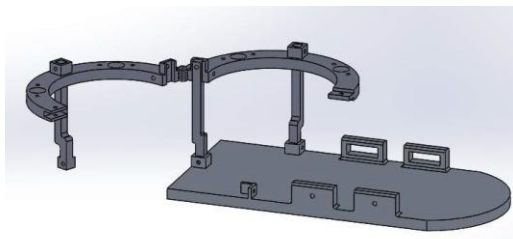


Figura 2. Vista de la plantilla y el mecanismo para vestir/desvestir.

2.2. Evaluación cinemática

Para evaluar la compatibilidad cinemática, se realizaron pruebas experimentales en las que se comparó el movimiento de la articulación del tobillo con y sin exoesqueleto en dos escenarios diferentes: marcha por superficie lisa (figura 4), y marcha a través de un plano inclinado (Figura 5)

Se utilizaron 4 sensores inerciales (TechMCS, Technaid, Argooda del Rey, Madrid, España) ubicados en la pierna y el pie de un voluntario sano. Se procedió a vestir y ajustar el mecanismo a la pierna y pie del usuario,

y se realizaron las mediciones. En la Figura 3 se puede comprobar la ubicación de las unidades de medida inercial.

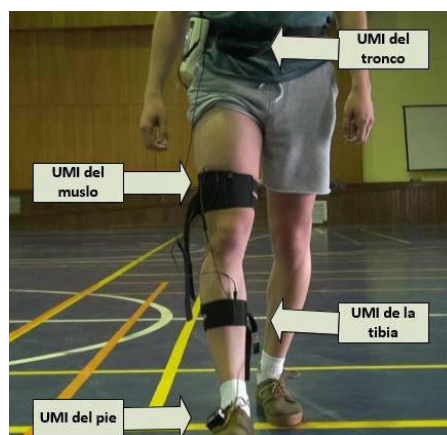


Figura 3. Ubicación de las unidades de medida inercial.



Figura 4. Vista frontal y lateral del experimento sobre superficie plana.



Figura 5. Vista frontal del experimento sobre superficie inclinada.

2.3. Análisis de datos.

Para comprobar la compatibilidad cinemática, se exportaron el ángulo de la articulación del tobillo proporcionado por las unidades de medida inercial. Se segmentaron los pasos mediante un algoritmo diseñado ad-hoc. Posteriormente se normalizaron los datos de 0 a 100% de ciclo de marcha entre dos contactos iniciales sucesivos, y se promediaron las curvas entre sí, obteniendo una curva promedio por cada condición. Se calculó además el valor promedio cuadrático de las curvas.

3. Resultados

En la figura 6 se muestra el resultado de uno de los experimentos una vez aplicado el algoritmo de segmentación de la marcha. Los asteriscos negros representan el contacto inicial detectado por el algoritmo.

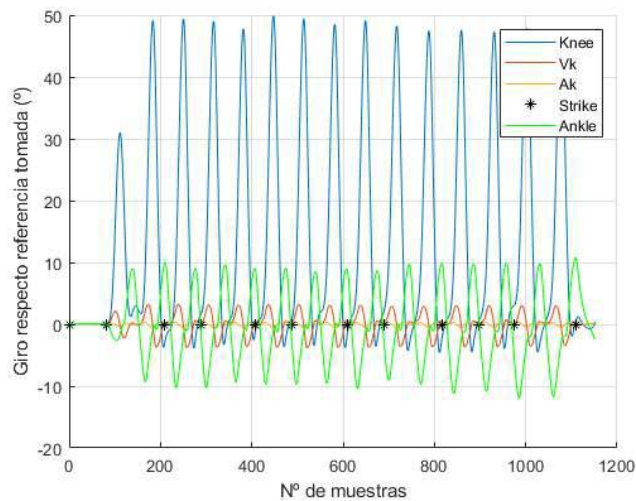


Figura 6: posición, velocidad y aceleración del tobillo en el plano sagital, y detección automática de contacto inicial.

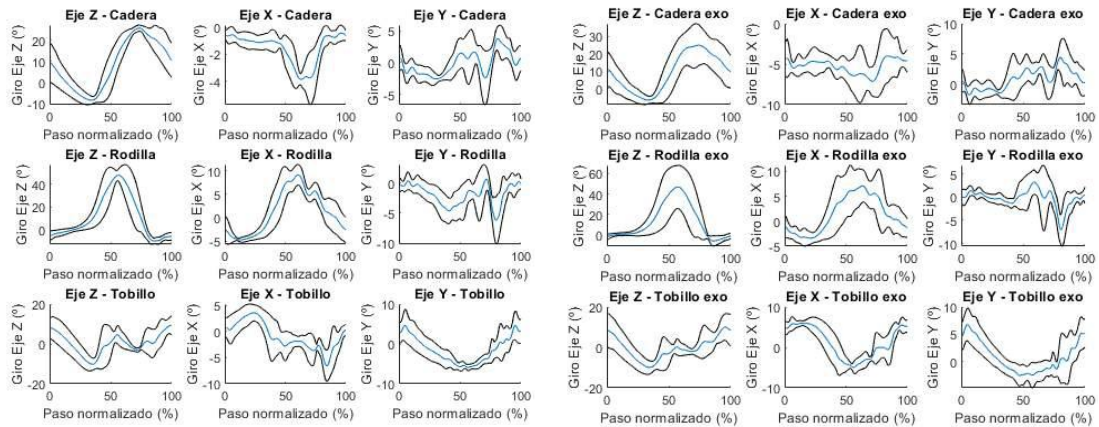


Figura 7. Cinemática articular sin mecanismo (izquierda) y con mecanismo (derecha) durante marcha en superficie plana.

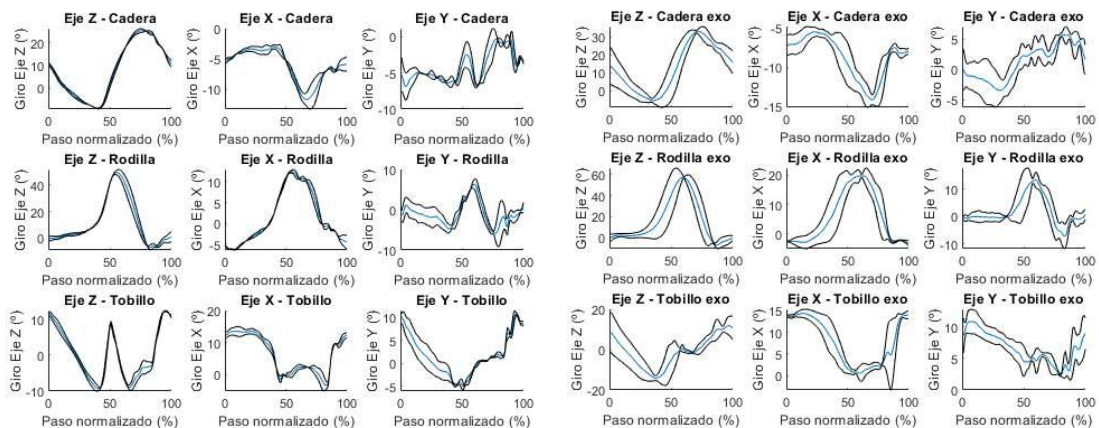


Figura 8. Cinemática articular sin mecanismo (izquierda) y con mecanismo (derecha) durante marcha en superficie inclinada.

4. Discusión y conclusiones

Las gráficas muestran una leve alteración de los patrones cinemáticos entre ambas condiciones en los dos experimentos realizados. El cálculo del valor RMS en el caso de la flexión dorsal-plantar durante la marcha en suelo es de $2,04^\circ$, y en la inversión-eversión durante la marcha en plano inclinado es de $2,60^\circ$. No obstante siguen existiendo diferencias notables en los datos presentados, lo que está relacionado tanto con alteraciones debidas a la compatibilidad cinemática, como a las condiciones experimentales. En relación a esto último, la utilización de sensores inerciales tiene, al menos, las siguientes fuentes de error: influencia de interferencias electromagnéticas, los procedimientos de calibración anatómicos, influencia de movimientos relativos entre el IMU y los segmentos corporales. En cualquier caso, el uso de un dispositivo externo, aunque proporcione total libertad de movimientos a la articulación, sigue imponiendo una perturbación a la marcha de la persona.

5. Referencias

- [1] H. Mardomingo-Medialdea, P. Fernández-González, and F. Molina-Rueda, "Usabilidad y

- aceptabilidad de los exoesqueletos portables para el entrenamiento de la marcha en sujetos con lesión medular: Revisión sistemática,” *Rev. Neurol.*, vol. 66, no. 2, pp. 35–44, 2018.
- [2] A. Esquenazi, M. Talaty, and A. Jayaraman, “Powered Exoskeletons for Walking Assistance in Persons with Central Nervous System Injuries: A Narrative Review,” *PMR*, vol. 9, no. 1, pp. 46–62, Jan. 2017.
- [3] G. Carpino, A. Pezzola, M. Urbano, and E. Guglielmelli, “Assessing Effectiveness and Costs in Robot-Mediated Lower Limbs Rehabilitation: A Meta-Analysis and State of the Art,” *J. Healthc. Eng.*, vol. Article ID, pp. 1–9, 2018.
- [4] E. Y. Y. Cheung, T. K. W. Ng, K. K. K. Yu, R. L. C. Kwan, and G. L. Y. Cheing, “Robot-Assisted Training for People With Spinal Cord Injury: A Meta-Analysis,” *Arch. Phys. Med. Rehabil.*, vol. 98, no. 11, pp. 2320-2331.e12, 2017.
- [5] V. Lajeunesse, C. Vincent, F. Routhier, E. Careau, and F. Michaud, “Exoskeletons’ design and usefulness evidence according to a systematic review of lower limb exoskeletons used for functional mobility by people with spinal cord injury,” *Disabil. Rehabil. Assist. Technol.*, vol. 11, no. 7, pp. 535–547, 2016.

Diseño y desarrollo de una prótesis mioeléctrica de miembro superior de bajo costo

Matías Vindver^{1a}, Guillermo La Mura^a, Alexandra Binder^a, Fernando Salvucci^{a,b}

^a Universidad Nacional de San Martín, San Martín, Argentina, ^b Centro de Rehabilitación Física Integral, Clínica Pasteur, Neuquén, Argentina

Resumen

En este trabajo presentamos el desarrollo de un prototipo de prótesis activa de miembro superior (MS) con control mioeléctrico, simple, personalizable y de bajo costo. El componente protésico se materializó mediante impresión 3D, la electrónica de control se basó en Arduino, se utilizaron sensores mioeléctricos compatibles con dicha plataforma microcontrolada, y el actuador se implementó con un micro motor de corriente continua y un encoder. Se implementó una lógica de control lineal del tipo proporcional. Se optó por desarrollar una prótesis que permitiera realizar un movimiento funcional de presión palmar y agarre, mediante la flexión coordinada de las falanges de todos los dedos.

El prototipo logrado cumplió con los requisitos funcionales y de diseño planteados, con características físicas comparables a los modelos comerciales existentes.

Palabras clave: prótesis mioeléctrica, miembro superior, bajo costo

1. Introducción

En Argentina, alrededor de un 60% de las personas con algún tipo de discapacidad motora declara no utilizar ningún tipo de equipamiento (Servicio Nacional de Rehabilitación, 2016). Las causas de esta carencia de productos de apoyo adecuados para esta población incluyen la inexistencia del producto, la falta de información accesible a los potenciales usuarios, la complejidad de algunos dispositivos y sus elevados costos (INDEC & CONADIS, 2005; Ferrante, 2008). En el caso particular de las prótesis activas de MS, existe en el mercado una limitada oferta de dispositivos, con elevados costos de adquisición y manutención. Debido a estas limitaciones, gran parte de los potenciales usuarios optan por equiparse con prótesis estéticas pasivas que no son funcionales (Biddiss, 2017).

Con el objetivo de generar un producto simple, personalizable, de bajo costo, de fácil y rápida adaptación al usuario, abordamos el diseño desde una perspectiva de código abierto y distribución libre que incluye la materialización del componente protésico por tecnologías aditivas y el desarrollo de la electrónica de control en plataforma abierta basada en Arduino.

2. Materiales y Métodos

2.1. Modelo 3D

Se partió del modelo 3D de código abierto y distribución libre “Flexyhand 2” (Gyrobot, 2014), al que se le hicieron algunas modificaciones. Como puede verse en la Figura 1 el diseño de este modelo es antropomórfico y completamente modular. Al modelo original se le añadieron tres componentes íntegramente diseñados e impresos por nuestro equipo: un antebrazo que contiene la electrónica de control y la batería, una pieza de soporte del motor actuador, y una tapa para la palma de la mano.

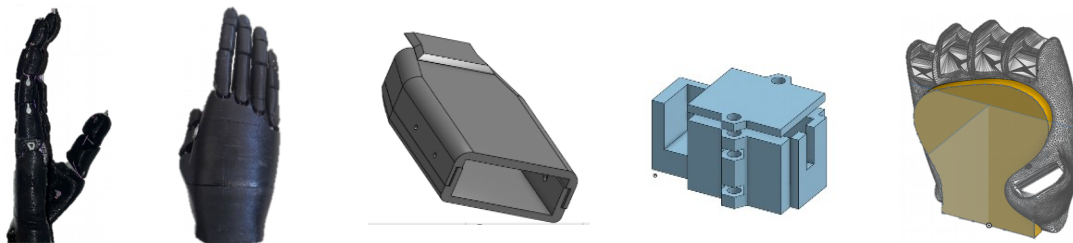


Figura 1: (A) Dorso de la mano materializada mediante impresión 3D e inspirada en el modelo Flexyhand. (B) Vista lateral de la mano, se observan las articulaciones. (C) Soporte batería y electrónica. (D) Soporte motor. (E) Palma

A excepción de las articulaciones, todas las piezas fueron impresas en ABS. Para las articulaciones, se utilizó el material flexible TPE de la marca Filaflex™. Esto permitió darle la movilidad y flexibilidad que una articulación necesita para funcionar correctamente sin resignar solidez y consistencia.

2.2. Actuador

El actuador que realiza la acción de cierre de falanges y la consecuente prensión de objetos consta de:

- Un micro motor de corriente continua (Pololu™ modelo High Power de 6V) con una caja reductora con relación de 298:1. Para la alimentación y el manejo del micro motor se utilizó un puente H L298 (ST Microelectronics™).
- Un encoder óptico para micro motores de la marca Pololu™, solidario al eje extendido del motor.
- Una pieza de tracción similar a una polea, solidaria al eje del motor
- Un sistema de tensores, responsable de transmitir el movimiento desde el eje del motor hacia los dedos, de multifilamentos de 0.5 mm (Braided Quatro™, Waterdog), de 59.3kg de resistencia y sin elasticidad.
- Un juego de resortes, encargados de la extensión de las falanges de los dedos para la apertura de la mano

2.3. Sensores y alimentación

Para registrar la actividad eléctrica muscular y detectar la intención del usuario de abrir o cerrar la palma de la mano, se utilizaron 2 sensores mioeléctricos MyoWare™ (AT-04-001) a ser colocados en bíceps y tríceps del miembro superior a equipar.

Se utilizó una batería LIPO de 2 celdas de 3.7V cada una, y una capacidad máxima de 2200mAh. Se instaló en el kit de la batería un módulo cargador y de protección eléctrica con 3 sistemas de detección de sobrecorriente y un circuito de detección de voltaje de alta precisión.

2.4. Control

Todo el sistema se controla desde una placa de Arduino NANO. Se implementó un control lineal del tipo proporcional (control P), con la posición angular de la pieza de tracción como variable de control.

En la Figura 2 se observa un diagrama en bloques del sistema completo.

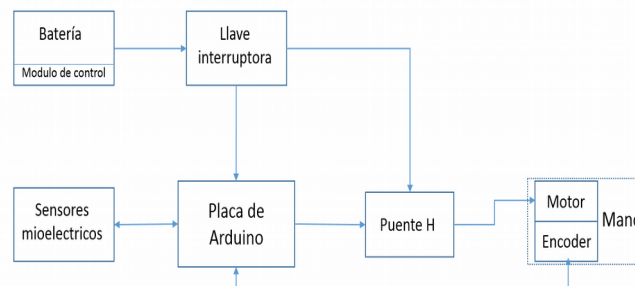


Figura 2: Diagrama en bloques del sistema

3. Resultados

Se logró un prototipo funcional (Figura 3), que permite la prensión palmar y el agarre de objetos mediante la apertura y el cierre en conjunto de todos los dedos de la mano.

Los movimientos de apertura y cierre son coordinados y fluidos. El tiempo necesario para el cierre completo de la mano es de $0,92 \pm 0,33$ s mientras que para la apertura total es de $0,73 \pm 0,02$ s.



Figura 3: (A) Perspectiva del prototipo con sensores mioelectricos conectados. (B) Vista con el interior de la palma destapado. Puede observarse el mecanismo de tracción

El prototipo logrado posee una masa de 424,1 g, un largo de 200 mm, un ancho de 100 mm y un espesor de 35 mm.

Se analizó la transferencia mecánica para cada dedo del prototipo (la fuerza que ejerce con la falange distal del dedo en función de la fuerza que se le aplica en su hilo tensor). En la Tabla II se muestran los resultados de transferencia para cada dedo, calculadas como la pendiente de la correlación lineal de ambas fuerzas. El resultado del ensayo para el dedo anular puede observarse en la Figura 3.

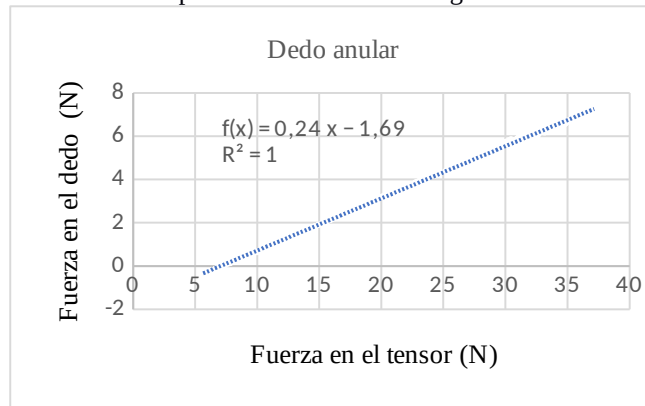


Figura 3: Fuerza ejercida por el dedo en su tercer falange en función de la fuerza ejercida en el tensor.

Tabla II: Transferencia de fuerza del motor a los dedos

	Transferencia [N/N]	Incertidumbre estándar
Índice	0,2328	0,0003
Medio	0,2301	0,0002
Anular	0,2433	0,0004
Meñique	0,2436	0,0003
Promedio	0,2375	0,0015

Se realizó el estudio de corriente consumida por el sistema al prensar y sujetar en el aire objetos de distintas masas. En la Figura 4 se exponen los resultados de la medición de corriente consumida en función de las masas soportadas.

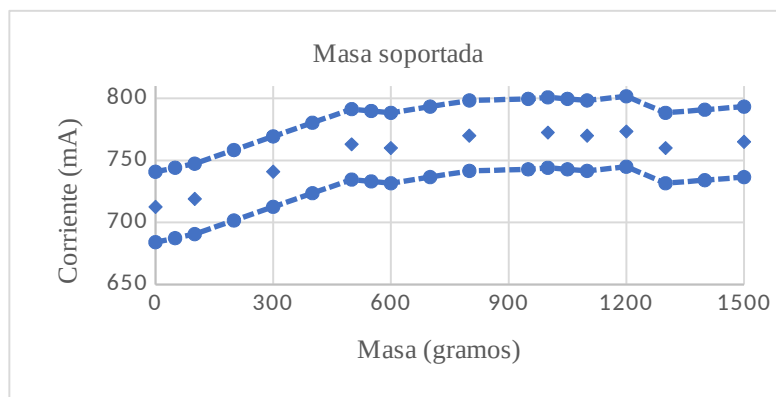


Figura 4: Corriente demandada por el sistema en función de la masa soportada.

Se analizó la tasa de aciertos del prototipo tanto para carga de una caja con manija como para agarre de un taladro desde un escritorio. Las tasas de acierto resultaron de un 90% y un 80% respectivamente. La batería tiene una autonomía de 13,75hs en modo de espera y $2,41 \pm 0,21$ en movimiento continuo.

4. Discusiones

La prótesis de MS desarrollada en este proyecto cuenta principalmente con un solo tipo de movimiento del tipo presión palmar, que permite dos tipos básicos de sujeción de objetos: agarre cilíndrico y carga de objetos con manijas o sujeciones. Se aceptó que la prótesis permita únicamente estos tipos de agarre dado que un posible usuario amputado unilateralmente tenderá a utilizar la prótesis para sujetar los objetos, utilizando su MS remanente para los movimientos que requieran motricidad fina.

En relación al actuador, se optó por una familia de motores que posee diversas cajas de engranajes reductores a fin de elevar el torque del mismo. En la implementación realizada por nuestro equipo se eligió el motor con reducción de 298:1 ya que proporciona la fuerza y velocidad necesarias según análisis previos. En caso que sea necesario para un usuario en particular, aumentar la fuerza de agarre, esto se logra reemplazando el motor por otro de la misma familia pero con mayor relación de reducción. Cabe destacar que estos ocupan exactamente el mismo tamaño sin importar su caja reductora.

En relación a la lógica de control implementada, se optó por un control lineal del tipo proporcional P con una sola variable de control por su simpleza y practicidad. A futuro se podrían estudiar otras lógicas de actuación y control (ej.: PID) a fines de obtener movimientos más fluidos y suaves, a la vez que diferentes gestos motores y tipos de agarre posibles.

Por último, el costo de los materiales del prototipo es de U\$S275. En un trabajo similar (Ventimiglia, 2012) se detallan los costos de un prototipo funcionalmente comparable, sin considerar mano de obra ni otros costos asociados, elevándose a U\$S 2993. Otros trabajos de comparativas de prótesis de MS (Van Der Riet, 2013) analizan modelos comerciales cuyos precios son superiores a los U\$S35.000

Se desarrolló un prototipo de prótesis mioeléctrica de miembro superior funcional, simplificado, de distribución libre y fácilmente personalizable.

5. Agradecimientos

Este trabajo fue financiado por la convocatoria 2016 “Desarrollos para la Innovación Social de la Dirección Nacional de Desarrollo Universitario y Voluntariado (Proyecto “D22-UNGSM7336 - Prótesis mioeléctrica”, Resolución SPU N°2372/16). Agradecemos al equipo de Autofabricantes, en especial al Sr. Francisco Díaz, por la inspiración y guía para el desarrollo del presente trabajo

6. Referencias

- Servicio Nacional de Rehabilitación (2016). Anuario 2016. Detalles en <https://www.snr.gob.ar/wp-content/uploads/2017/08/Anuario-2016-FINALRE.pdf>
- INDEC & CONADIS. (2005). La Población con Discapacidad en la Argentina – Encuesta Nacional de Personas con Discapacidad (ENDI). Buenos Aires, Argentina
- Ferrante, C. (2008). Cuerpo, discapacidad y posición social: una aproximación indicativa al habitus de la discapacidad en Argentina. *Intersticios*. 2(1). 173–185.
- Biddiss, E. A., & Chau, T. T. (2007). Upper limb prosthesis use and abandonment: A survey of the last 25 years, *Prosthetics and Orthotics International*. 31(3). 236 – 257.
- Gyrobot, «FLEXY-HAND 2». (2014). Detalles en <https://www.thingiverse.com/thing:380665>.
- Ventimiglia, P. (2012). Design of a Human Hand Prosthesis. Disponible en: https://web.wpi.edu/Pubs/E-project/Available/E-project-042612-145912/unrestricted/MQP_PaulV_Complete_Final_3.pdf
- Van Der Riet, D. (2013). An Overview and Comparison of Upper Limb Prosthetics. DOI: 10.1109/AFRCON.2013.6757590

Robots para rehabilitación de espasticidad en mano y muñeca

Moreno Arango Juan David¹, Moreno Arango Julián Alberto²

¹ Médico General e Ingeniero Electrónico, Colombia, juan_david_moreno@yahoo.com

² Ingeniero de Sistemas y Telecomunicaciones, Colombia, julymoreno76@gmail.com

Resumen: *Introducción:* El artículo presenta un equipo robótico creado en Colombia para la rehabilitación de la espasticidad en mano y muñeca. *Metodología:* Se presentan las características de diseño de las órtesis robótica de mano “PRO-Dix”, de muñeca “PRO-Wix”, y la integración de ambos en el exoesqueleto “PRO-DWix” diseñado y programado para la rehabilitación en el hogar de los pacientes con espasticidad de mano y muñeca. Además se demuestra su aplicación en cinco casos clínicos con mano y muñeca espástica a causa de diversas etiologías: dos pacientes con enfermedad cerebrovascular isquémica, un paciente con lesión medular cervical traumática, un paciente con hemorragia intracerebral y una paciente en posquirúrgico de tumor cerebral. *Resultados:* La rehabilitación con órtesis robóticas mediante la movilización pasiva y activa asistida permite modular la espasticidad en mano y muñeca de pacientes con lesiones de las motoneuronas superiores. *Conclusiones:* El control electrónico del desplazamiento angular, el torque aplicado a la resistencia generada por la espasticidad y los tiempos del movimiento en flexión y extensión, deben ser individualizados en cada paciente para favorecer la tolerancia al dolor, la progresión en la ganancia de amplitud en el arco del movimiento articular y la disminución de la espasticidad.

Palabras clave: Espasticidad, Exoesqueleto, Grados de Libertad, Órtesis Robóticas.

1. Introducción: Nuestro proyecto implicó en primer lugar diseñar un exoesqueleto prototipo para realizar movimientos repetitivos de muñeca (flexión, extensión, desviación ulnar y desviación radial) y de los dedos de la mano (extensión y flexión de las articulaciones metacarpofalángicas e interfalángicas proximales); en segundo lugar diseñar el módulo de control electrónico con estándares de seguridad eléctrica y compatibilidad electromagnética para su uso en el hogar del paciente; y en tercer lugar programar la órtesis robótica para facilitar la terapia de movilización pasiva y activa asistida en los pacientes con espasticidad de mano y muñeca de diversas etiologías.

2. Antecedentes: La lesión de neurona motora superior se presenta en patologías de alta incidencia, como la Enfermedad Cerebrovascular (ECV) con una incidencia de 183 por 100.000^[1], Esclerosis Múltiple (EM) con una incidencia de 4.2 a 7.4 casos por 100.000^[1], Lesión de Médula Espinal (LME) con una incidencia de 4.5 por 100.000^[1], y el Trauma Intracraneal (TIC) con una incidencia de 101 por 100.000^[1]. La espasticidad afecta aproximadamente el 85% de los pacientes con PC^[2], el 68% de los pacientes con LME^[2], el 67% de las personas con EM^[2], el 23% de las personas con ECV^[2], y aproximadamente el 50% de los pacientes con TIC^[3]. El tratamiento de la espasticidad está orientado a disminuir el dolor, mejorar la funcionalidad, facilitar los cuidados en las actividades de la vida diaria, prevenir las complicaciones musculoesqueléticas, mejorar la estética y la calidad de vida del paciente. Los protocolos de manejo clínicos incluyen la terapia física, las férulas de protección, y el tratamiento farmacológico (toxina botulínica, baclofeno, diazepam, tizanidina, dantroleno, clonidina y gabapentina)^[4].

3. Metodología:

3.1. Diseño del equipo: Ortesis robótica diseñada por el Grupo de investigación F-CIBER-INNOVATION. Se diseñó el equipo PRO-DWix que integra las órtesis robóticas PRO-Dix y PRO-Wix. Para conocer los detalles de diseño y fabricación de esta tecnología puede consultar las memorias del congreso Iberdiscap 2017^[5]. El exoesqueleto cuenta con: 1) 4 Grados de libertad (GDL) para la articulación de la muñeca y 4 GDL para cada dedo. 2) Fuente de alimentación conmutada adaptada a la red eléctrica pública. 3) Rehabilitación robótica programable por software exclusivamente. 4) Materiales de bajo peso, bajo consumo de energía y bajo costo. 5) Cumplimiento de estándares de seguridad eléctrica y compatibilidad electromagnética.

3.2. Control electrónico de variables del movimiento: Progresión del ángulo de giro del servomotor de 5 a 10 grados por mes según el arco de movilidad permitido, graduación del torque del servomotor de 10 a 40 Kg/cm según el grado de espasticidad y programación del tiempo de flexión y extensión de 3 a 9 segundos según la velocidad de la respuesta motora.

3.3. Selección de pacientes: Se seleccionaron cinco pacientes con espasticidad de mano y muñeca: Un paciente con hemiplejía derecha por enfermedad cerebrovascular isquémica, una paciente con hemiplejía izquierda por hemorragia intracerebral en posquirúrgico de resección de meningioma, una paciente con hemiplejía izquierda por enfermedad cerebrovascular isquémica, una paciente con hemiplejía derecha por hemorragia Intracerebral, y un paciente con cuadriplejía por lesión medular cervical traumática.

3.4. Intervenciones: El grupo de innovación de F-CIBER-M317 fabricó un prototipo PRO-DWix personalizado para cada paciente y entrenó una persona para el uso correcto en el hogar, se realizó mantenimiento trimestral y reparación del equipo cuando fue necesario, se indicó al familiar diligenciar el formato de registro de terapias con las órtesis robóticas y se reprogramó el equipo cada mes según la evolución del paciente aumentando al ángulo, torque y velocidad del servomotor. Además, el grupo de investigación en rehabilitación realiza seguimiento clínico a los pacientes.

3.5. Protocolo de rehabilitación: El protocolo de rehabilitación se ha considerado hasta dos (2) años. Rehabilitación convencional: Se sugirió continuar con el programa de terapia física que venía recibiendo, de no contar con un programa previo se sugirió iniciar terapia física mínimo dos veces por semana de una hora de duración por sesión. Rehabilitación robótica: Se indicó una frecuencia de cinco (5) por semana (lunes a viernes), con duración de 45 minutos cada una, con frecuencia de 100 repeticiones (flexión y extensión) por sesión. El primer año (12 meses) exclusivamente en la muñeca con la órtesis robótica PRO-Wix. El segundo año (12 meses) con terapia robótica en mano y muñeca con la órtesis robótica PRO-DWix.

3.6. Instrumentos: Los instrumentos utilizados fueron: Consentimiento informado e Historia clínica, escala ASWORTH modificada, escala visual análoga del dolor (EVA), goniometro, y formato de registro de terapias con el exoesqueleto PRO-DWix.

4. Resultados:

4.1 Órtesis Robótica PRO-DWix:

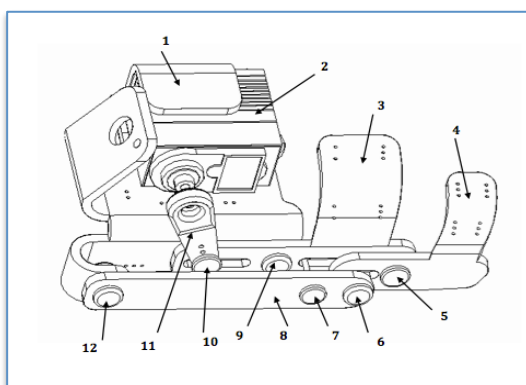


Figura 1. Órtesis Robótica PRO-Dix.

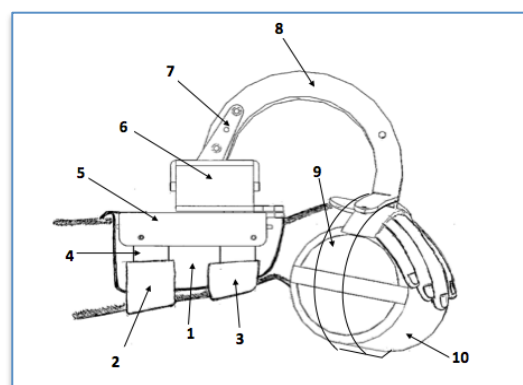


Figura 2. Órtesis Robótica PRO-Wix.

En la figura 1 observamos los componentes de la órtesis robótica PRO-Dix: 1) Base fija de acrílico; 2) Servomotor; 3 y 4) Bases móviles de acrílico; 5, 6, 7, 9, 10, 12) Ejes metálicos en puntos articulares; 8) Palanca de acrílico; 11) Palanca del servomotor. En la figura 2 observamos los componentes de la órtesis robótica PRO-Wix: 1. Protector de neopreno; 2 y 3. Correas de cuero; 4. Base metálica; 5) Base fija de acrílico; 6) Base móvil de acrílico que contiene el servomotor; 7) Palanca del servomotor; 8) Palanca de acrílico; 9) Correa de cuero; 10) Soporte de mano.



Figura 3. Órtesis Robótica PRO-Wix.



Figura 4. Órtesis Robótica PRO-DWix.

4.2 Seguimiento a variables de movimiento:

Tabla I. Progresión del *desplazamiento angular (grados)* en la terapia robótica durante un año.

MES	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12
Primer paciente	15°	20°	30°	35°	40°	45°	50°	55°	60°	65°	70°	75°
Segundo paciente	30°	35°	40°	45°	50°	55°	60°	70°	80°	90°	100°	100°
Tercer paciente	30°	35°	40°	45°	50°	55°	60°	70°	80°	90°	100°	100°
Cuarto paciente	30°	35°	40°	45°	50°	55°	60°	70°	80°	90°	100°	100°
Quinto paciente	30°	35°	40°	45°	55°	60°	60°	65°	65°	70°	70°	70°

Los pacientes con espasticidad de mano y muñeca (ASWORTH 2 a 4), toleran bien los desplazamientos forzados hasta 10 grados de la flexión y extensión que poseen. Programar el equipo para desplazamientos forzados mayores a 10 grados por encima del arco de movilidad en flexión o extensión permitido por la espasticidad, solo ocasionó sobrecalentamiento de los servomotores sin ningún beneficio para el paciente.

Tabla II. Progresión del *torque (kg/cm)* por cada servomotor en la terapia robótica durante un año.

MES	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12
Primer paciente	20	30	40	40	40	40	40	40	40	40	40	40
Segundo paciente	20	30	40	40	40	40	30	30	30	30	30	30
Tercer paciente	20	30	40	40	40	40	40	40	40	40	40	40
Cuarto paciente	20	30	40	40	40	40	40	40	30	30	30	30
Quinto paciente	20	20	30	30	30	30	30	30	30	30	30	30

Nota: Los servomotores de la muñeca tiene un torque máximo de 42 Kg/cm.

En el primer mes los pacientes toleran bien un torque de 20 kg/cm en extensión y de 10 kg/cm en flexión como parte de adaptación al equipo; en el segundo mes toleran bien un aumento del torque a 30 kg/cm en extensión y de 20 kg/cm en flexión; en el tercer mes los pacientes con espasticidad severa de mano y muñeca (ASWORTH 3 y 4) requieren el máximo torque 40 kg/cm por servomotor, para lograr vencer la resistencia y forzar el ángulo de desplazamiento hasta 10 grados deseado por encima de la flexión y extensión permitida por la espasticidad. Cuando la espasticidad disminuye (ASWORTH 2) el torque puede ser programado a 30 kg/cm para lograr el desplazamiento deseado por encima de la resistencia que ofrece la espasticidad.

Tabla III. Progresión del *tiempo (seg)* de flexión o extensión en la terapia robótica durante un año.

MES	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12
Primer paciente	7	7	7	7	7	7	7	7	7	7	5	5
Segundo paciente	7	7	7	7	7	7	7	5	5	5	5	5
Tercer paciente	7	7	7	7	7	7	7	7	7	7	5	5
Cuarto paciente	7	7	7	7	7	7	7	7	7	7	5	5
Quinto paciente	7	7	7	7	5	5	5	5	5	5	5	5

Los pacientes con espasticidad de mano y muñeca (ASWORTH 3 y 4) toleran bien una flexión y extensión forzada de hasta 7 segundos sin ocasionarles dolor, para los pacientes con espasticidad de mano y muñeca (ASWORTH 2) el tiempo de flexión y extensión de 5 segundos permite aumentar el número de repeticiones por ciclo.

4.3 Hallazgos clínicos: Todos los pacientes lograron modular la espasticidad de la mano y la muñeca desde severa (ASWORTH 3 y 4) a moderada (ASWORTH 2). Durante el tiempo que por alguna razón no usaron el equipo la espasticidad aumentó (ASWORTH 3) y con el uso del equipo rápidamente disminuyó (ASWORTH 2). Los pacientes con dolor asociado a la espasticidad mejoraron hasta un EVA de cero con la terapia de rehabilitación robótica. Todos los pacientes mejoraron progresivamente el arco de movilidad articular en flexión y extensión pasiva de la muñeca.

5. Conclusiones:

1. El control electrónico del desplazamiento angular del servomotor con incrementos de 5 a 15 grados por mes, favorece una ganancia progresiva del ángulo de movilidad articular.
2. El control electrónico del torque del servomotor con incrementos de 10 a 20 Kg/cm por mes, permite vencer continuamente la resistencia generada por la mano y muñeca espástica.
3. El control electrónico del tiempo del movimiento en flexión y extensión forzada entre 7 a 9 segundos facilita la adaptación del paciente al equipo al inicio de la terapia, es posible estandarizar el tiempo de movimiento forzado en 5 segundos para aumentar los ciclos de repetición del equipo.
4. Existió una adecuada adherencia al programa de rehabilitación robótica por parte del paciente y su cuidador.
5. No se presentaron eventos adversos con la implementación de esta tecnología en el hogar del paciente.

6. Agradecimientos:

La Fundación Centro de Investigación Biomédica, Electrónica y Robótica en Manizales, F-CIBER-M317 – Colombia, financia los estudios clínicos con las órtesis robóticas.

7. Referencias Bibliográficas:

- [1] Hirtz D, Thurman DJ, Gwinn-Hardy K, Mohamed M, Chaudhuri AR, Zalutsky R. How common are the "common" neurologic disorders. *Neurology* 2007;68:326-37.
- [2] Allison Brachear and Elie Elovic. Spasticity. Diagnosis and management. Demos medical publishing. 2011. New York. ISBN 978-1-933864-51-8
- [3] Wedekind C, Lippert-Gruner M. Long-term outcome in severe traumatic brain injury is significantly influenced by brainstem involvement. *Brain Inj* 2005;19:681-4.
- [4] F. Vivancos – Matellano, et al. (Grupo español de espasticidad). Guía del tratamiento integral de la espasticidad. *Revista de Neurología*. Septiembre 2007; 45 (6), páginas 365 – 375.
- [5] Moreno A. Juan, Moreno A. Julián. Robots para rehabilitación y asistencia de mano y muñeca. Memorias del IX Congreso Iberoamericano de Tecnologías de Apoyo a la Discapacidad. Iberdiscap 2017. Colombia, páginas (250 – 257).

RealWalker: a cheap robotic gait trainer

Nelson ACOSTA^{a,c,d} & Alejandro CRUZ^{b,c}

^a Universidad Nacional del Centro de la Provincia de Buenos Aires, Facultad Cs. Exactas, NICE (Núcleo de Inteligencia Comportamental Empresarial), Tandil;

^b Universidad Nacional de Chilecito, Escuela de Ingeniería, Chilecito, La Rioja;

^d Universidad Nacional de Tres de Febrero, Departamento de Ingeniería, Caseros (BsAs);

^c Tecnología LINDA SRL, Calle 111, Parque Industrial Tandil, Tandil (BsAs);

Palabras clave:

Entrenador de caminata robótico, Asistente de caminata, Entrenador pasivo de caminata

Resumen

El 7% de la población tiene discapacidad en miembros inferiores, según datos de la Organización Mundial de la Salud. La terapia convencional está limitada por el tiempo, el número de repeticiones, la falta de calidad de movimiento reproducible; sin olvidar que es agotadora y frustrante tanto para los terapeutas como para los pacientes. En otras palabras, existe una brecha entre la terapia que personal médico sabe que debería ofrecer (según los principios del aprendizaje motor) y lo que pueden ofrecer hoy a sus pacientes. Hemos desarrollado REALWALKER, un dispositivo robótico que entrena personas en el caminar asistiendo a personal médico para tratar: ACV, parálisis cerebral, lesiones medulares, ELA, AME, distrofia muscular, Parkinson, ancianidad, entre otras. Nuestro diseño es disruptivo por la tecnología desarrollada que permite tener el precio más bajo del mercado, lo que representa un gran impacto social al posibilitar un entrenamiento más intenso a mayor cantidad de personas.

1.-Introducción

Desde los '80s se sabe que el cerebro aprende a fortalecer o debilitar las conexiones entre las neuronas mediante el entrenamiento intensivo. Esta plasticidad neuronal también subyace en la médula espinal para aprender a controlar la caminata después de que una lesión destruye las conexiones con el cerebro, siempre y cuando el entrenamiento intensivo se haga pronto luego de la lesión. La forma de rehabilitar estos diagnósticos es mover las piernas del paciente al menos durante media hora diaria, haciendo recuperar el tono muscular para que permita luego mantener su propio peso y por otro lado que se fortalezca la conexión neuronal que controla la motricidad de esa zona. El gran problema es que el guiar las piernas de un paciente adulto es un trabajo que agota a los terapeutas o kinesiólogos, por tal motivo mucho personal médico no hace este tipo de tratamiento.

La terapia convencional está limitada por el tiempo que se le puede dedicar a cada paciente, el número de repeticiones de cada ejercicio que debe realizar, la falta de calidad de movimiento reproducible y que es agotadora tanto para los terapeutas como para los pacientes. Existe un desequilibrio entre la terapia que se debe ofrecer según los principios del aprendizaje motor, y todos los factores que impiden alcanzar ese objetivo. Estudios demuestran que el ejercicio intenso es la clave para mejorar la función motora y produce resultados sostenibles [1].

Según la *Organización Mundial de la Salud* el 7% de la población mundial tiene discapacidad en miembros inferiores [2]. De 15 millones de personas por año que sufren un ACV, 30% quedarán con una discapacidad permanente [3], y 25% de los supervivientes acaba siendo dependiente por su movilidad [4].

El entrenamiento en cinta con apoyo de peso corporal asistido manualmente es un enfoque actual de rehabilitación de la marcha [5], donde un individuo camina con peso corporal parcialmente soportado por un arnés, mientras se requieren hasta 3 personas para facilitar el control de las extremidades [6, 7]. El entrenamiento locomotor implica la repetición y la marcha simétrica con patrones perfectamente establecidos, que puede ser muy difícil de obtener realizando el entrenamiento manual, incluso puede presentar riesgo de lesión para los entrenadores.

Por estos motivos se desarrolla la robótica aplicada al entrenamiento intensivo o la recuperación del movimiento. El patrón de pasos rítmicos y repetitivos proporcionado por la asistencia robótica, combinado con

la carga activa de las extremidades, promueve la plasticidad neuronal y de la médula espinal. Con esta tecnología podemos aumentar el número de repeticiones, cambiar la velocidad, o variar el soporte del peso corporal para contribuir al aprendizaje motor estableciendo nuevas conexiones con el cerebro [8]. Dispositivos usados para: ACV, parálisis cerebral, lesiones medulares, Parkinson, etc. El personal médico debe saber y evaluar exactamente lo que sucede con su paciente [9, 10] en cada etapa del entrenamiento. Está demostrado que los dispositivos robóticos como medio para automatizar e intensificar el entrenamiento locomotor en neurorrehabilitación mejora la recuperación del movimiento y acorta el tiempo de los tratamientos [11].

Hay tres motivaciones principales para desarrollar nuevas tecnologías para asistir en rehabilitación [12]. Primero, la tecnología tiene el potencial de permitir más terapia con menos supervisión, mejorando los perfiles de costo-beneficio de la rehabilitación. Este objetivo puede expresarse como el desarrollo de una tecnología que promueva de forma óptima la plasticidad dependiente del uso, a la vez que reduce el coste de la terapia [7]. Segundo, la tecnología tiene el potencial de cuantificar la terapia con mayor precisión, incluyendo las características del paciente que predicen el éxito de la terapia, la dosis y el contenido de la terapia y los resultados clínicos. Esta propiedad de cuantificación de la tecnología es importante para mejorar la comprensión mecanicista de la ciencia de la rehabilitación, la toma de decisiones clínicas y la retroalimentación y motivación del paciente. Tercero, la tecnología tiene el potencial de permitir tipos de terapia completamente nuevos. Un ejemplo es el concepto de proporcionar terapia continua con dispositivos robóticos o que se pueden llevar puestos.

Los terapeutas de rehabilitación no pueden ser omnipresentes, pero la tecnología robótica e inteligente si puede, proporcionando terapia durante mayor cantidad de veces, con mayores repeticiones, con mayor posibilidad de repetibilidad, y con mayor cantidad de variaciones. Y todo esto en un ambiente donde el personal médico conoce exactamente lo que entrena cada paciente [10].

Actualmente está instalado que la robótica como herramienta de asistencia a la rehabilitación y entrenamiento es una solución que permite acelerar la recuperación. Actualmente el 98% del mercado mundial lo cubre la empresa Hocoma a través de su producto Lokomat, dispositivo genial pero con coste sumamente alto. Por esos motivos es que se ha desarrollado un dispositivo de entrenamiento del caminar más económico [13]: Realwalker.

2.-Dispositivo REALWALKER

La robótica como herramienta de asistencia a la rehabilitación y el entrenamiento permite el entrenamiento intenso, variado, y en un ambiente totalmente controlado. Se ha desarrollado una cinta de caminar para personas que no pueden hacerlo, o que tienen vicios de marcha. Al forzar al cuerpo a caminar de forma correcta, tanto la mente como el cuerpo aprenden a hacerlo. El usuario es ubicado de pie sobre una base (Fig. 1), sostenido por un arnés, y los pies son sujetados firmemente dentro de unas botas rígidas. Estas plataformas al moverse transmiten el movimiento de la caminata a todo el cuerpo del usuario. Se utiliza el arnés para darle seguridad al usuario, que su única preocupación sea sentir el movimiento de las piernas, este sistema también denominado anti-G permite graduar el impacto del usuario con la cinta, por lo tanto define la dureza del ejercicio. Se recomienda su uso frente a un espejo para que la retroalimentación visual ayude a la recuperación del control del tren inferior.

El dispositivo físico está construido de hierro trabajado y pintado, si bien se puede construir con costo diferencial en aluminio o acero inoxidable. Consta de una base de 30 cm de alto, donde se coloca el paciente sostenido por un arnés. Los pies se sujetan a unas plataformas a través de un soporte rígido que permite una fácil colocación. Estas plataformas son las que al moverse transmiten al cuerpo el movimiento de la caminata. No requiere amplios espacios físicos para su instalación, es un electrodoméstico más, no requiere ninguna adaptación o modificación de la habitación o de su lugar de instalación. Se conecta a la red domiciliar de energía, consumiendo similar energía que una cinta de caminar hogareña.

Se configura la caminata a desarrollar por el paciente, definiendo el peso que generan los pies del usuario sobre el dispositivo, y la velocidad del paso. Para entrenamientos iniciales, en personas sin masa muscular, es recomendable se realice el ejercicio totalmente aeróbico, a muy baja velocidad y sin ejercer peso, donde todo el peso lo soporta el arnés que sostiene el paciente. A medida el paciente va ganando masa muscular y

adquiriendo estado físico, se puede incrementar ambos parámetros para obtener una mejora sustancial en el entrenamiento.

El sistema permite definir entrenamientos con variaciones de los parámetros para cada paciente individualmente o por características generales, y que luego el dispositivo realizará de forma automática subiendo y bajando la velocidad. Por ejemplo, entrada en calor a baja velocidad, el núcleo del entrenamiento donde se sube y baja la velocidad varias veces, para luego una caminata lenta antes de terminar la sesión; el entrenamiento a aplicar se define estableciendo el tiempo y la velocidad de cada tramo.

El dispositivo desarrolla informes útiles para personal médico y para los gestores de los centros de salud, y lo maneja la familia del usuario o personal técnico, siempre bajo coordinación de personal médico que debe saber y evaluar exactamente lo que sucede con su paciente, potencialmente a la distancia.



Fig. 1. Vista del dispositivo Realwalker caminador

El mecanismo de generación de movimiento de Realwalker [13] se ha patentado como invención en 2015 con el número de solicitud P140103278 y el documento AR095841A1 con el nombre: “*Dispositivo de rehabilitación para pacientes con dificultades para caminar*”. Se producen tres versiones de los caminadores: “**Personal**” orientado a pacientes adultos, “**Niños**” orientado a niños hasta 120cm de altura, y “**Clínicas**” orientado a un uso intensivo. La tecnología de los tres modelos de dispositivos es la misma, mientras que en el de niños varía tanto el largo del paso como la separación de las plataformas que mueven los pies.

3.-Principales Características del Dispositivo

Las primeras versiones del dispositivo era controlado por una computadora, en la cual se instalaba el software de control y seguimiento de los pacientes. La versión actual tiene una computadora integrada, con una pantalla táctil de 7 pulgadas a todo color. El sistema permite controlar el dispositivo robótico de forma ágil, y almacena los ejercicios realizados por cada paciente en la nube, lo que permite a varias instituciones compartir personal médico o tratar los mismos pacientes. El software permite configurar el tipo, clase y frecuencia de informes que debe enviar automáticamente a personal médico, permitiendo el seguimiento de forma más cercana.

El diseño del sistema de transmitir el movimiento al paciente, permite que este pueda tener algunos movimientos involuntarios y seguir funcionando. Muchos de los dispositivos que ejercitan la caminata si el paciente tiene movimientos involuntarios no pueden tratarlos. Se fabrican dispositivos a pedido que permiten usuarios de hasta 2 metros de altura y 150kg de peso.

El diseño de Realwalker hace que su costo sea muy bajo permitiendo su uso masivo, o incluso su uso hogareño con seguimiento de personal médico. En el mundo no hay dispositivos de uso personal, donde la persona pueda tenerlo en su casa para un entrenamiento tan intenso como su estado físico se lo permita. En caso de uso hogareño permite la recuperación con entrenamiento intenso (por ejemplo, 3 sesiones de 20 minutos diarios).

Además de estas características, se puede entregar con varios accesorios o complementos: malacate eléctrico para facilitar la instalación de pacientes, balanza electrónica para determinar con exactitud el impacto del ejercicio, barras paralelas para un ejercicio más cómodo, y varios tipos de arnés.

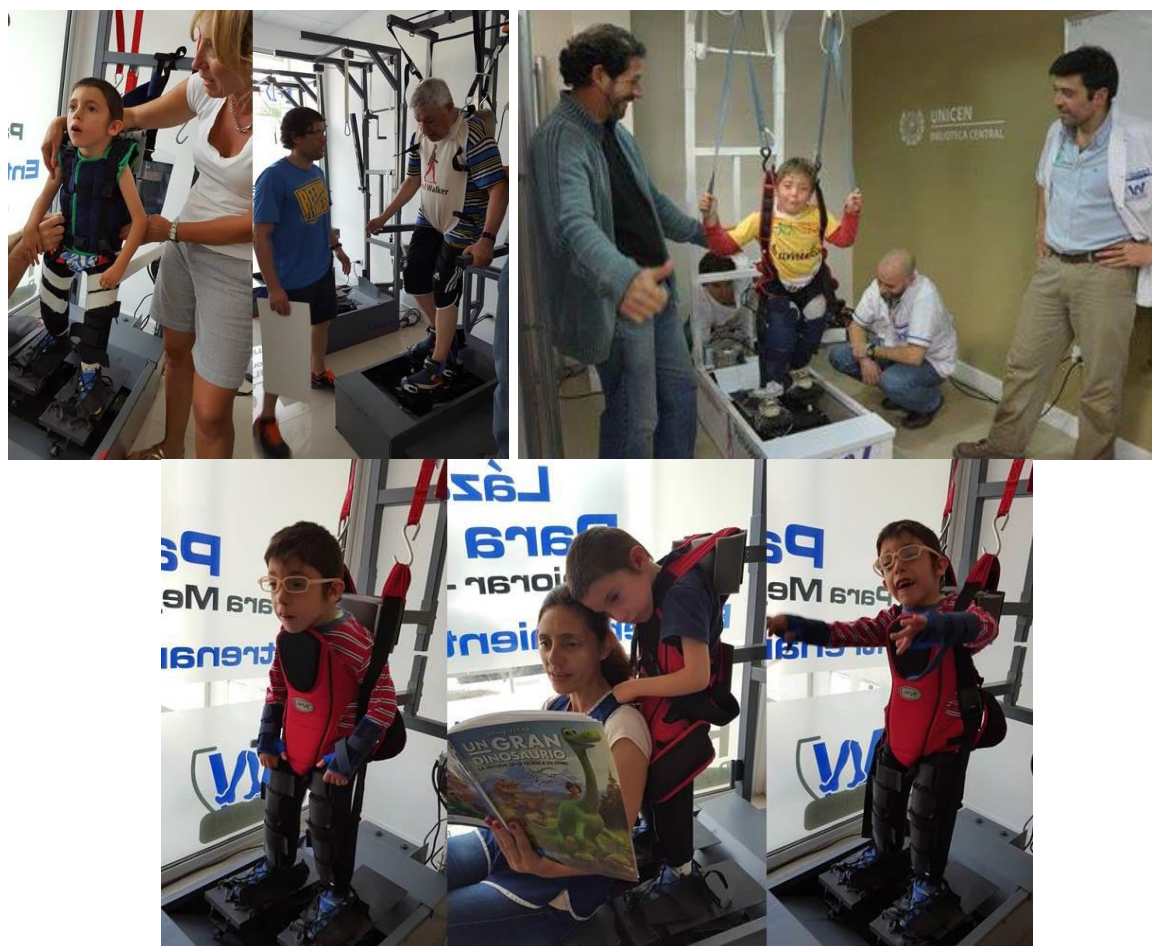


Fig. 2. Algunos usuarios del dispositivo en pleno entrenamiento

Los resultados preliminares muestran un gran resultado para generar masa muscular, y como reemplazo del bipedestador estático por este entrenamiento completo. Si bien estos resultados han sido alcanzados analizando una población mínima, individualmente muestran un resultado prometedor (Tabla 1). Los pacientes se han entrenado por un total de 18, 14 y 20 meses, una frecuencia semanal de 2 (los primeros 7 meses) o 3 (los 11 meses restantes) el primer paciente, 2 y 3 veces por semana los otros pacientes. La duración de cada entrenamiento ha sido de 25, 30 los primeros 2 pacientes, y 30 (los primeros 12 meses) y de 40 (los restantes 8 meses) minutos el último paciente. Todos los entrenamientos han sido con pocas variaciones de velocidad, entre 0,7 y 2 km/h. El primer paciente de la tabla ha variado bastante el peso que ejerce su cuerpo sobre el dispositivo, mientras que las otras dos utilizaban todo su peso para entrenar, han usado el arnés sólo por seguridad.

Tabla 1. Datos de uso de dispositivo

Nombre	Edad	Diagnóstico	Tiempo (meses)	Veces x Semana	Minutos
Agustín	5-6	Parálisis Cerebral	18 = 7 + 11	2 / 3	25
María	66-67	ACV	14	2	30
Graciela	64-65	ACV	20 = 12 + 8	3	30 / 40

4.-Conclusiones y Futuros Trabajos

Se ha desarrollado un dispositivo que permite entrenar personas pasivamente en caminata, ajustándose su funcionamiento a partir de las 165 personas que junto con su personal médico lo han probado aportando a la creación del caminador actual. En este momento se comercializa un dispositivo deportivo con similares características, mientras se obtiene la habilitación de ANMAT.

Como futuros trabajos, se pretende realizar un estudio del impacto de su uso en determinados diagnósticos, al igual que las recomendaciones de uso por diagnóstico.

Referencias

- [1] Andrews AW, Li D, and Freburger JK, Association of Rehabilitation Intensity for Stroke and Risk of Hospital Readmission. *Phys Ther* 2015 [4].
- [2] World Health Organization (WHO). *Neurological Disorders: public health challenges*. ISBN 92 4 156336 2. ISBN 978 92 4 156336 9. Switzerland (2006) [99].
- [3] World Health Organization. *Neurological Disorders: Public Health Challenges*. 2006, Geneva, Switzerland: World Health Organization [2].
- [4] Hendricks, H. T., J. van Limbeek, A. C. Geurts and M. J. Zwarts (2002). Motor recovery after stroke: a systematic review of the literature. *Arch Phys Med Rehabil* 83(11):1629-1637 [3].
- [5] Kelly P Westlake¹ and Carolynn Patten. Pilot study of Lokomat versus manual-assisted treadmill training for locomotor recovery post-stroke. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation Research*, (2009) 6:18.
- [6] Rocco Salvatore Calabrò, Antonino Naro, Margherita Russo, Placido Bramanti, Luigi Carioti, Tina Balletta, Antonio Buda, Alfredo Manuli, Serena Filoni and Alessia Bramanti. Shaping neuroplasticity by using powered exoskeletons in patients with stroke: a randomized clinical trial. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation* (2018) 15:35 [70].
- [7] Hubertus J. A. van Hedel, Giacomo Severini, Alessandra Scarton, Anne O'Brien, Tamsin Reed, Deborah Gaebler-Spira, Tara Egan, Andreas Meyer-Heim, Judith Graser, Karen Chua, Daniel Zutter, Raoul Schweinfurther, J. Carsten Möller, Liliana P. Paredes, Alberto Esquenazi, Steffen Berweck, Sebastian Schroeder, Birgit Warken, Anne Chan, Amber Devers, Jakub Petioky, Nam-Jong Paik, Won-Seok Kim, Paolo Bonato, Michael Boninger for the ARTIC network. *Advanced Robotic Therapy Integrated Centers (ARTIC): an international collaboration facilitating the application of rehabilitation technologies*. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation* (2018) 15:30 [80].
- [8] Juan C Moreno, Filipe Barroso, Dario Farina, Leonardo Gizzi, Cristina Santos, Marco Molinari and José L Pons. Effects of robotic guidance on the coordination of locomotion. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation* (2013), 10:79 [83].

- [9] Ki Yeun Nam, Hyun Jung Kim, Bum Sun Kwon, Jin-Woo Park, Ho Jun Lee and Aeri Yoo. Robot-assisted gait training (Lokomat) improves walking function and activity in people with spinal cord injury: a systematic review. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation* (2017) 14:24 [96].
- [10] Klaske van Kammen, Anne M. Boonstra, Lucas H. V. van der Woude, Heleen A. Reinders-Messelink and Rob den Otter. Differences in muscle activity and temporal step parameters between Lokomat guided walking and treadmill walking in post-stroke hemiparetic patients and healthy walkers. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation* (2017) 14:32 [97].
- [11] Karla Bustamante Valles, Sandra Montes, Maria de Jesus Madrigal, Adan Burciaga, María Elena Martínez and Michelle J. Johnson. Technology-assisted stroke rehabilitation in Mexico: a pilot randomized trial comparing traditional therapy to circuit training in a Robot/technology-assisted therapy gym. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation* (2016) 13:83 [69].
- [12] David J Reinkensmeyer and Michael L Boninger. Technologies and combination therapies for enhancing movement training for people with a disability. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation* (2012), 9:17.
- [13] Página web oficial de Realwalker: www.realwalker.com.ar (2019).

Marcos (de Entre Ríos) probando el dispositivo en la UNICEN

Agustín y sus muchos entrenamientos

Personal médico asesorando en los entrenamientos

12.

NEUROTECNOLOGÍA Y SUS APLICACIONES CLÍNICAS

Ponencias no disponibles en este compilado



13.

**REHABILITACIÓN
COGNITIVA**

Tecnología para la prevención y promoción del desarrollo: Diseño e implementación de una *plataforma web* para la vigilancia, detección e intervención temprana en poblaciones en riesgo de retraso del lenguaje.

Mariela Resches^{1a} Mirta Peñalva^{2b} Andrea C. Cortizo^{3c}

^aCIIPME-CONICET, Tte Gral Perón 2158, CABA, Argentina

^{b,c}- UTN FRLP - DISI – GIDAS, 60 y 124, Berisso, Buenos Aires, Argentina

Resumen

Este trabajo tiene por objeto presentar un proyecto de investigación actualmente en curso, destinado al diseño e implementación de una *plataforma web* para la vigilancia, identificación e intervención preventiva en poblaciones en riesgo de retraso del lenguaje. Dicha plataforma incluirá, en primer lugar, un instrumento de evaluación rápida del desarrollo del lenguaje inicial: la versión web de los *Inventarios del Desarrollo Comunicativo Mac Arthur-Bates* (CDI), y sus respectivas formas breves, adaptadas y normativizadas al español regional. En segundo lugar, se prevé la generación de informes de resultados de evaluación a partir de normas regionales, y de pautas para una intervención preventiva ajustada al nivel de desarrollo, contexto familiar y sociocultural del niño/a. Por último, la versatilidad de la plataforma para el almacenamiento y gestión de grandes conjuntos de datos posibilitará la generación de formularios especiales de consulta: reportes transversales y/o seguimientos longitudinales sobre el estado y la evolución del primer lenguaje de acuerdo a diversas variables de interés para profesionales sanitarios, educadores, epidemiólogos, gestores de políticas públicas, etc.

Con esta plataforma se espera proporcionar a las instituciones del ámbito sanitario y educativo de estrategias eficaces de vigilancia del desarrollo y detección precoz durante los primeros años de vida.

Palabras clave: Retraso_ del _lenguaje, CDI, Detección_precoz, Plataforma_web, GOCAME

1. Justificación

La demora en la aparición del lenguaje constituye un motivo de consulta frecuente en los servicios educativos y sanitarios dirigidos a la primera infancia. Si bien la emergencia tardía del lenguaje representa un hecho relativamente habitual en la población infantil (10 a 20% de los casos a los 24 meses), la exploración de determinados indicadores de alerta es una actuación que no debería demorarse. Por una parte, la persistencia de problemas en el desarrollo del lenguaje y la comunicación impacta de manera considerable sobre la calidad de vida de la población infantil, principalmente en aquellos sectores expuestos a condiciones de vulnerabilidad social. Por otra parte, en muchos casos, la no aparición del lenguaje o las anomalías en su desarrollo son el primer síntoma que advierten los padres en un número de condiciones clínicas que requieren de intervenciones especializadas, como es el caso de los Trastornos del Espectro Autista, el retraso global del desarrollo, discapacidad auditiva leve a moderada, Trastorno de la comunicación social, Trastorno específico del lenguaje, etc.

Numerosos antecedentes en la literatura señalan que la intervención temprana no sólo es más eficaz en términos de costos sanitarios, sino además en términos de resultados a mediano y largo plazo. Es necesario, por tanto,

¹ mariela.resches@conicet.gov.ar, +54 9 11 22449188, https://www.researchgate.net/profile/Mariela_Resches

² mpenalva@frlp.utn.edu.ar, +54 9 221 6136464

³ acortizo@frlp.utn.edu.ar, +54 9 221 4949716

instrumentar estrategias eficaces de vigilancia del desarrollo y detección precoz durante los primeros años de vida. Ello reduciría la incertidumbre y desorientación parental que suele acompañar a la demora en la realización de una adecuada valoración diagnóstica, o las desinteligencias entre profesionales a la hora de proporcionar pautas de actuación. Ayudaría, por último, a una mejor planificación de los servicios asistenciales requeridos con posterioridad.

La intervención temprana debe concebirse como un proceso que se despliega en dos niveles. Un primer nivel de identificación comprendería la puesta en marcha de estrategias de vigilancia rutinaria del desarrollo en edades clave, y dirigidas a la población general. Su objetivo sería la detección precoz de señales de alarma en un sector más reducido de la población (grupos de riesgo). Luego de un período de control intensivo en el que se valoraría la eventual remisión espontánea o la respuesta a la intervención preventiva basada en pautas de estimulación en el hogar, se pasaría a un segundo nivel de intervención en aquellos casos que, no habiendo respondido a las actuaciones del primer nivel, requerirían una valoración diagnóstica e intervención específica. El diseño e implementación de la plataforma web que se propone como objeto de este proyecto, está destinada a optimizar y generalizar las actuaciones comprendidas dentro del primer nivel de identificación descrito más arriba. Ello requiere de una serie de instrumentos normativizados y adaptados al contexto local para el cribado rápido (*screening*) y la evaluación de la comunicación y el lenguaje temprano a través del informe parental. En este caso, la plataforma contendrá la versión web de los *Inventarios del Desarrollo Comunicativo Mac Arthur-Bates (CDI)*, en su adaptación al español rioplatense.

Los *Inventarios del Desarrollo Comunicativo Mac Arthur-Bates (Mac Arthur-Bates CDI's)* son cuestionarios de informe parental destinados a evaluar las competencias lingüísticas y comunicativas en la primera infancia. (véase <http://mb-cdi.stanford.edu/cdiwelcome.htm>) Comprende dos formas. La *Forma I: Palabras y Gestos*, está dirigida a padres de bebés de entre 8 y 15 meses de edad, y evalúa la amplitud y características del primer vocabulario receptivo (comprensión) y los recursos de comunicación pre-lingüística empleados por los niños/as. La *Forma II: Palabras y Oraciones* evalúa el tamaño del vocabulario expresivo y el nivel de complejidad morfosintáctica de las primeras combinaciones de palabras en niños/as desde los 16 y hasta los 30 meses.

Las escasas experiencias en el uso de *plataformas web* para la recolección de datos poblacionales acerca del desarrollo del lenguaje infantil a través del CDI han demostrado que se trata de una estrategia más económica en términos de tiempo y costos que el uso tradicional de los formularios en papel. Disminuye considerablemente, además, la probabilidad de errores en la codificación de los datos. Sin embargo, debe tenerse en cuenta que los antecedentes en el uso de este tipo de herramientas provienen de países con un alto porcentaje de acceso a internet por parte de la población. Por lo tanto, la implementación de recursos web en el contexto latinoamericano deberá contemplar ciertas modificaciones que permitan alcanzar a sectores más vulnerables de la población, así como optimizar la tasa de respuesta.

2. Objetivos

(a) Diseñar e implementar una *plataforma web* para la vigilancia del desarrollo inicial del lenguaje en ámbitos sanitarios y educativos. (b) Generar conocimiento básico acerca de predictores tempranos de retraso global del desarrollo, retraso del lenguaje, Trastornos del Espectro Autista y Trastorno Específico del Lenguaje, entre otras. (c) Derivar protocolos eficaces de detección, evaluación y seguimiento de poblaciones de riesgo. (d) Generar conocimiento epidemiológico actualizado acerca de las características (morbilidad/incidencia/ evolución) de las dificultades de la comunicación y el lenguaje en la población local.

3. Desarrollo de la plataforma web

3.1. Componentes

Conta de una versión web de la adaptación al español rioplatense de los *Inventarios del Desarrollo Comunicativo Mac Arthur-Bates* (CDI), Formas I y II, y sus respectivas Formas breves (100 ítems). Esto implica la automatización de la generación de informes de evaluación estandarizada a partir de normas regionales.

También constará de un espacio a donde se ofrecerán pautas para una intervención ajustada al contexto familiar y sociocultural del niño (profesionales/familias). Se generarán formularios especiales de consulta: reportes transversales (epidemiológicos) y para seguimiento longitudinal de grupos de riesgo (para profesionales/ investigadores / epidemiólogos) etc.

3.2. Características técnicas

Tabla 1. Tecnologías utilizadas.

BASE DE DATOS	MySQL	
FRONTEND	Modelo SPA (Single page application)	Responsive Web Design
		HTML5
		Angular JS
		Soporte complete para internalización con Angular Translate
BACKEND	A complete Spring application	SpringBoot, para una configuración de la aplicación de forma sencilla
		Configuración con Maven, para la construcción, test y lanzamiento de la aplicación con perfiles de desarrollo y producción (out of the box)
		Spring Security
		Spring MVC + Jackson
		Spring Data JPA + Bean Validation
		Elasticsearch para búsquedas por sobre la base de datos

La Tabla 1 muestra las tecnologías utilizadas en el desarrollo de la plataforma WEB, que son gratuitas.

3.3 Modelos de Calidad y Estrategias de Medición

Las aplicaciones Web requieren que se gestione su calidad incorporando nuevas actividades desde las fases iniciales del ciclo de vida del sistema. (Olsina,2008). Para el desarrollo de la plataforma, se toman como base los modelos de Calidad del producto y Calidad en uso, definidos en ISO/IEC 25010. Se diseñarán métricas e indicadores elementales y globales con Goal-Oriented Context-Aware Measurement and Evaluation (GOCAME).

4. Contribuciones esperadas

Con la implementación de esta *paltforma web* se pretende contribuir, por una parte, al avance del conocimiento acerca del desarrollo del lenguaje temprano y su relación con variables sociodemográficas y factores de riesgo que afectan a la población local. Por otra parte, se espera sea una herramienta transferencia de dicho conocimiento, proporcionando a los agentes sanitarios y educativos instrumentos validos y fiables para la vigilancia del desarrollo, y a padres y madres información sobre el lenguaje de sus hijos(as) y estrategias de intervención en el ámbito familiar.

5. Referencias

- Bruder, M. B. (2000). Family-centered early intervention: Clarifying our values for the new millennium. *Topics in early childhood special education, 20*(2), 105-115.
- Fenson, L., Marchman, V., Thal, D., Dale, P. Reznick, J. & Bates, E. (2007). *The MacArthur Communicative Development Inventories: User's guide and technical manual*. Second Edition. Baltimore, MD: Paul Brookes Publishing Co.
- ISO/IEC 25010, System and Software engineering – System and software Quality Requirements and Evaluation (SQuaRE) – System and software quality models (2011)
- Kristoffersen, K. E., Simonsen, H. G., Bleses, D., Wehberg, S., Jørgensen, R. N., Eiesland, E. A., & Henriksen, L. Y. (2013). The use of the Internet in collecting CDI data—an example from Norway. *Journal of child language, 40*(3), 567-585.
- Meisels, S. J., & Shonkoff, J. P. (2011). *Handbook of early childhood intervention*. Cambridge University Press.
- Olsina L., Papa F., Molina H.: How to Measure and Evaluate Web Applications in a Consistent Way. HCIS Springer book Web Engineering: Modeling and Implementing Web Applications; Rossi G., Pastor O., Schwabe D., and Olsina L. (Eds.), pp. 385-420, (2008)
- Resches, M. Querejeta, M. Kohan, A & Laguens, A. (En preparación). Adaptación y normativización del Inventario del Desarrollo Comunicativo Mac Arthur-Bates (Forma II) al español rioplatense.
- Zubrick, S., Taylor, C., Rice, M., & Seglers, D. (2007). Late language emergence at 24 months: An epidemiological study of prevalence, predictors and covariates. *Journal of Speech, Language, and Hearing Research, 50*, 1562-1592.

Remote Estimation of Surrogate Heart Rate Indices from RGB Videos for Emotion Recognition in ASD Children-Robot Interaction

Lucas Lampier^{1a}, Eliete Caldeira^b, Denis Delisle-Rodriguez^a, Alan Floriano^a,
Teodiano Bastos-Filho^a

^a Postgraduate Program in Electrical Engineering, ^b Department of Electrical Engineering,
Federal University of Espirito Santo, Vitoria - Brazil

Abstract

The Centers for Disease Control and Prevention (CDC) estimates that 1 in 59 children in multiple communities in the United States has been identified with Autism Spectrum Disorder (ASD). Aiming to stimulate social abilities of these children, an assistive robot is being developed at UFES/Brazil, which includes emotion recognition. Many systems for emotion recognition based on cardiac indices, such as the heart rate variability (HRV) have shown promising results using sensors with physical contact. A processing system is proposed here using remote photoplethysmography (rPPG) as a contact-free alternative, making cardiac information extraction more comfortable, and providing a natural child-social robot interaction. The DEAP database containing simultaneous records of PPG signals and facial videos of healthy subjects was used to process the videos and obtain the rPPG signal, which describes the variation of the blood volume under the user's skin, related to the heartbeats. Then, our proposed system computes surrogate heart rate indices by applying image processing to automatically obtain the rPPG from the face skin color variations, which is later analyzed through wavelet and Fourier transforms for computing the pulse rate indices. The results achieved, comparing the simultaneous PPG and rPPG signals, presented a small median absolute error (< 3 bpm) for the surrogate heart rate (HR). For surrogate HRV, we also obtained a relatively small error (approximately 0.04 s), but its median correlation coefficients were under 0.4.

Keywords: Autism, Remote photoplethysmography, Heart rate, Heart rate variability, Pulse rate.

1. Introduction

ASD is a range of neurological conditions characterized by early delays and deviations in the development of various abilities, mainly social and communicative. According to CDC, for 2014, the prevalence of ASD was 16.8 per 1000 children aged 8 years in United States of America [1]. To help the therapist to stimulate social skills of the ASD children, a robot (called N-MARIA – New Mobile Autonomous Robot for Interaction with Autistics) is been developed at UFES/Brazil [2]. To better evaluate the level of the child-robot interaction during the process, detection of the emotional state of the children is been developed, and as shown in [3], HRV is a suitable index to get emotional information. The heartbeat signal is normally extracted by electrocardiogram (ECG) or photoplethysmography (PPG) using contact sensors, which may be stressful for ASD children. To avoid this issue this work proposes a system to remotely infer HR and HRV using recorded videos containing the face of the subjects. The principle behind this system is based in the fact that heartbeats induce the blood volume under the skin to change at each beat, causing a slight variation in the skin's color, mainly in highly vascularized regions, as the face skin. This variation can be recorded by a common RGB camera, and using image and signal processing techniques, the cardiac indices can be extracted from it. This kind of measuring is known as remote PPG or rPPG. The methodology used to extract and process the rPPG signal from RGB video is based on the works presented in [3] and [4], aiming to use this approach as a tool in N-MARIA to remotely get emotional information. Next sections of this paper explain the steps required for heart rate and heart variability estimation, and the results obtained with a public dataset.

2. Proposed System

The system to estimate surrogated HR and HRV is divided into seven steps: 1) Face detection and skin segmentation; 2) rPPG signal processing; 3) HR calculation based on spectrum analysis; 4) Filtering based on Wavelet transform to empathize the rPPG peaks; 5) Peak detection and consecutive peak-to-peak difference calculation in the time domain; 6) Interpolation of the peak-peak time series; 7) Obtaining the power spectrum

¹ lucas.lampier@hotmail.com, telephone number: (+55) 27 4009 2631, eletrica.ufes.br

from the peak-to-peak time series to compute low-frequency (LF) and high-frequency (HF) ratio. The whole process is shown in Figure 1.

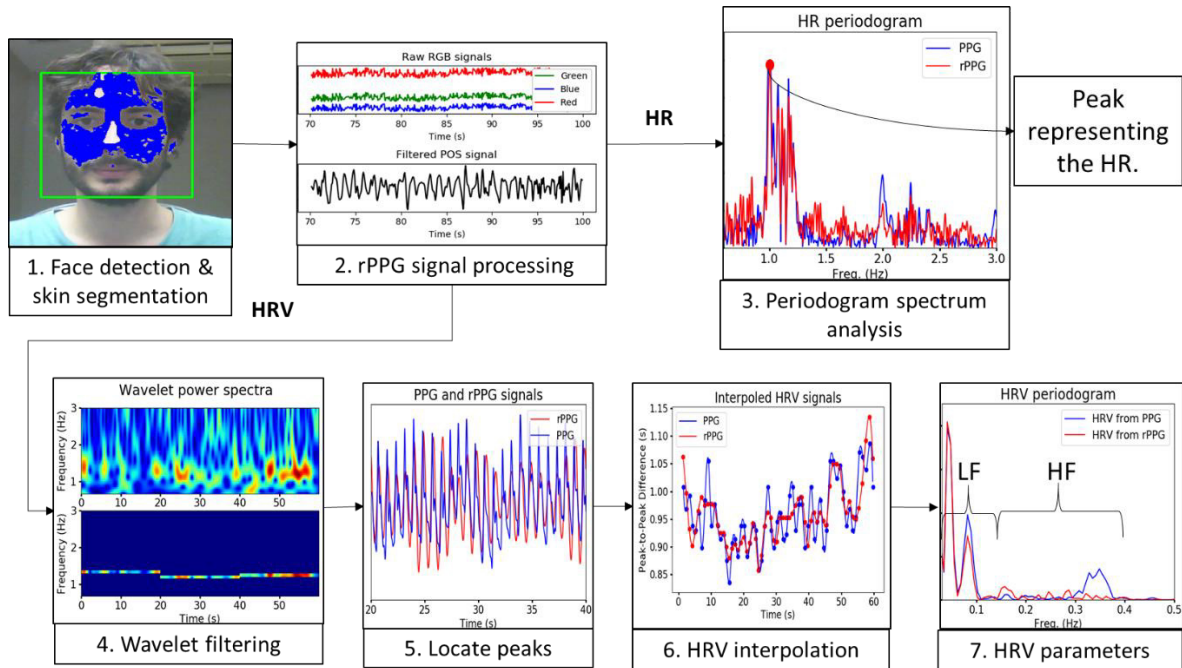


Figure 1. Block diagram showing the stages to calculate the cardiac parameters. 1) The region containing the face is marked by a green square, while the skin region extracted from the face is highlighted with blue color; 2) The temporal mean RGB components from the skin are used to obtain the rPPG signal, which is filtered to remove those components outside the band of interest; 4) Wavelet transform is used in the whole signal to select those frequencies with highest accumulated power in each 20 s segment, which are later used to get back the rPPG by applying the inverse Wavelet transform; 5) Extracted rPPG, and the corresponding PPG simultaneously recorded with the facial video. 6) Interpolated temporal series obtained from consecutive peaks of rPPG and PPG. 7) Spectra computed from rPPG and PPG using fast Fourier transform, and low-frequency and high-frequency bands representation.

2.1. Face detection and skin segmentation

Initially the Viola-Jones (VJ) algorithm is used on each frame to locate the subject's face. Afterwards, a facial-landmarks method is used on the face to detect the cheeks [6], then its color intensities are used to define a threshold value to extract the skin region.

It is worth mentioning that VJ algorithm may fail due to occlusion or head rotation. For this reason, the Kernelized Correlation Filter (KCF) tracker algorithm is used here to keep tracking the face when the VJ do not find it in the image.

2.2. rPPG computation

In sequence, the mean intensity for each RGB component is computed in the skin region for each frame. The color values are concatenated into a time series and normalized. Then, Equation (1) is used to calculate the raw rPPG through the Plane-Orthogonal-to-Skin (POS) method, as done in [4]. Finally, a bandpass filter of Butterworth with frequency range from 0.67 to 3 Hz (corresponding to 40 bpm to 180 bpm) is applied on the POS signal to remove those frequencies outside the human HR band.

$$P = X + \frac{\sigma(X)}{\sigma(Y)} \cdot Y \quad \text{with} \quad \begin{cases} X = G - B, \\ Y = G + B - 2R \end{cases} \quad (1)$$

2.3. HR computing

To calculate the HR value, a periodogram is applied on the filtered rPPG using a window of 20 s with overlapping of 19 s. For each second, the frequency with the highest power is selected to represent the subject HR.

2.4. HRV estimation

To obtain the surrogated beat-to-beat signal, the rPPG signal is filtered to define better the peaks occurrence, firstly analyzing this signal in the time-frequency domain to select the band with highest power after applying Continuous Wavelet Transform (CWT), and later getting the enhanced signal using inverse CWT, such as done in [5]. This procedure is addressed as follows: 1) The whole 1 min signal is transformed using CWT; 2) the signal is divided into segments of 20 s, the accumulated power for each frequency range is computed on each segment; 3) the interval with highest cumulated power is considered, making zero the power for outside frequencies, as shown in step 4 in Figure 1. This approach increases the influence of periodic components, while suppresses frequencies containing high power during short time. As it is a non-linear method, artifacts of high frequencies may occur in the border of the consecutive segments of 20 s. So, after getting back the enhanced signal using inverse CWT, a lowpass Butterworth filter with cut-off frequency at 5 Hz is applied. As a result, a sinusoidal signal with well-defined peaks is obtained, as shown in step 5 in Figure 1. Then, the difference between consecutive peaks are calculated to obtain the beat-to-beat time series, which is after resampled at 7 Hz using cubic interpolation, as shown in step 6 in Figure 1. Finally, the periodogram is used on the interpolated series to compute its power spectrum, useful to calculate the LF/HF ratio (LF is the sum of components between 0.04 and 0.15 Hz and HF between 0.15 and 0.4 Hz) [3].

3. Statistical analysis

The DEAP dataset [7] was used to evaluate the proposed system. It is a public database, composed by electroencephalogram and another physiological signals, including face video (recorded at 50 frames per second) for 22 subjects and PPG that is used for ground-truth for our system. The dataset is meant to be a tool for human emotion analysis, the video and signals are one minute long and taken while the participants watch music videos to stimulate emotions. The subjects rated their emotions for each video in terms of levels of arousal, valence, dominance using the self-assessment manikins [8], like/dislike using thumbs down/thumbs up symbols, and familiarity using a scale from 1 (never heard the music before) to 5 (knew the music very well).

Both HR and HRV signals, as well as the LF and HF components from HRV spectrum were calculated from rPPG and PPG signals for comparison. To evaluate the correlation between the results from rPPG and PPG, both Pearson coefficient (PC) and concordance correlation coefficient (CCC) were used. Also, the mean absolute error (MAE) was analyzed, as done in [9], to know how much the LF/HF ratio can be accurately estimated by rPPG and PPG.

4. Results and Discussion

The results show that for the HR estimation the median values were 2.45 bpm for the MAE, 0.61 for the PC, and 0.45 for the CCC. For the HRV, the peak-to-peak difference were 0.04 s for the MAE, 0.38 for the PC and 0.32 for the CCC. The MAE mean error for the LF/HF ratio difference was of 0.12. Figure 2 presents the PC and CCC values for each subject, as well as the MAE for the HR and for the LF/HF HRV calculated by PPG and rPPG. For PC and CCC the closer to 1 the values are, the better, and for ME the smaller the value, the better.

It is possible to see in the graphs that the metrics are highly correlated. For most of the cases, signals from subjects with a low MAE have also a high CCC and PC. Also, good values for HR metrics were correlated with good values of HRV. Another interesting characteristic is that the error had big changes according to the subject. Subject 13 had a MAE of 13 bpm, while subject 1 had a MAE close to 0 bpm.

The HR results obtained are a MAE bit worse the obtained in [9], probably because they used the wavelet transform in the HR calculation. This implies that filtering the signal using CWT improve the signal quality. And it should also be applied in the HR computation.

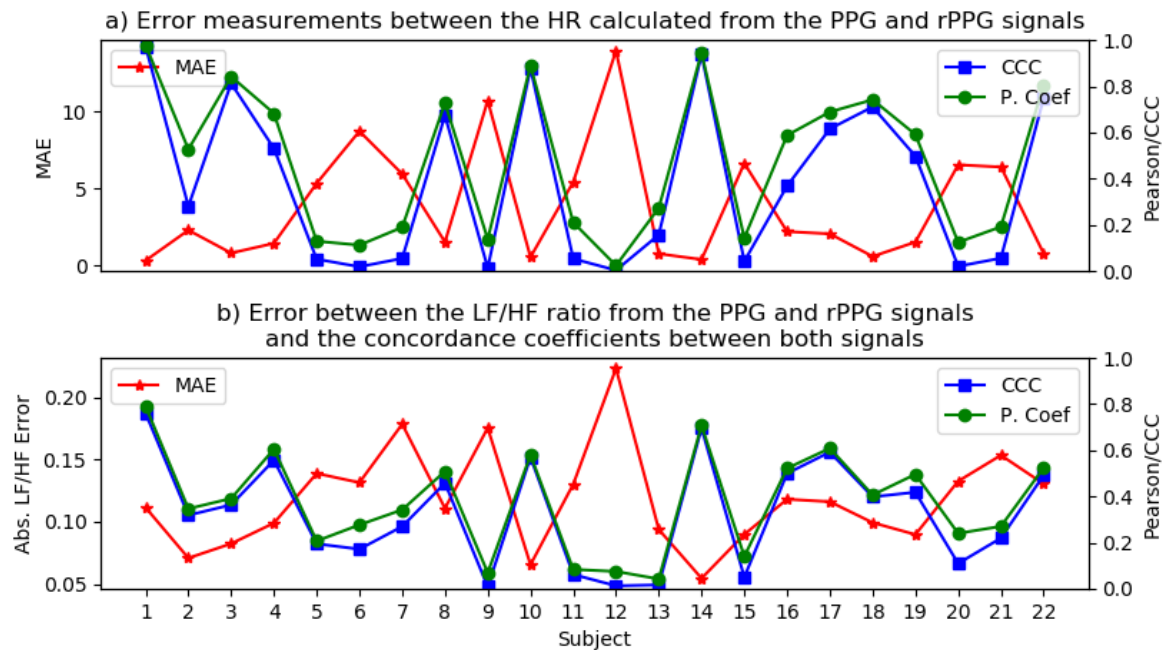


Figure 2. The green curve in the graphs represents the PC calculated for the HR and HRV signals and the blue represents the CCC. The red one in a) represents the MAE for the HR and in b) represents the MAE for LF/HF calculated using the HRV signals from PPG and rPPG.

5. Conclusion

This study presents a proposal to calculate cardiac indices using recorded videos, aiming to infer emotional information for future works, during the interaction between an assistive robot and ASD children. Our findings indicate that the proposed method achieved promising result for HR calculation. For a better peak detection more processing still needs to be done.

6. References

- [1] R. R. Redfield *et al.*, "Morbidity and Mortality Weekly Report Prevalence of Autism Spectrum Disorder Among Children Aged 8 Years-Autism and Developmental Disabilities Monitoring Network, 11 Sites, United States, 2014 Centers for Disease Control and Prevention MMWR Editorial and," vol. 67, no. 6, 2014.
- [2] C. T. Valadão *et al.*, "Analysis of the use of a robot to improve social skills in children with autism spectrum disorder," *Res. Biomed. Eng.*, vol. 32, pp. 161–175, 2016.
- [3] B. M. Appelhans and L. J. Luecken, "Heart rate variability as an index of regulated emotional responding," *Rev. Gen. Psychol.*, vol. 10, no. 3, pp. 229–240, 2006.
- [4] W. Wang, A. C. Den Brinker, S. Stuijk, and G. De Haan, "Robust heart rate from fitness videos," *Physiol. Meas.*, vol. 38, no. 6, pp. 1023–1044, 2017.
- [5] R. Y. Huang and L. R. Dung, "Measurement of heart rate variability using off-the-shelf smart phones," *Biomed. Eng. Online*, vol. 15, no. 1, pp. 1–16, 2016.
- [6] D. E. King, "Dlib-ml: A Machine Learning Toolkit," *J. Mach. Learn. Res.*, vol. 10, pp. 1755–1758, 2009.
- [7] S. Koelstra *et al.*, "IEEE TRANS. AFFECTIVE COMPUTING DEAP: A Database for Emotion Analysis using Physiological Signals," pp. 1–15.
- [8] J. D. Morris, "Observations: SAM: The self-assessment manikin: An efficient cross-cultural measurement of emotional response.," *J. Advert. Res.*, vol. 35, no. 6, pp. 63–68, 1995.
- [9] A. M. Unakafov, "Pulse rate estimation using imaging photoplethysmography: Generic framework and comparison of methods on a publicly available dataset," *Biomed. Phys. Eng. Express*, vol. 4, no. 4, pp. 1–17, 2018.

Pérez Palao, Lucía; Fernandez Valero, Rosa María. AVAPACE, España.

Manejo de silla a motor con mandos especiales en Parálisis Cerebral Infantil. A propósito de un caso.

Resumen

La parálisis cerebral infantil (PCI), es una discapacidad producida por una lesión en el cerebro que afecta a la movilidad y la postura de la persona, limitando su actividad. Las secuelas son muy variadas, pudiendo tener en mayor o menor grado afectación motora, sensorial, intelectual y trastornos de la comunicación.

La afectación motora dificulta la deambulación independiente de estas personas, necesitando en muchos casos sillas a motor con Joystick. Para aquellos que no pueden manejar este sistema, se ha desarrollado una tecnología que permite colocar en una silla a motor mandos de conducción especial que permiten manejar la silla de una forma personalizada a la capacidad motora de la persona.

Describimos el proceso de valoración, y el perfil de desempeño de un niño de 7 años con PCI que por primera vez es capaz de dirigir su silla a motor y su comunicador con un mando de cabeza con sensores de proximidad.

Palabras clave: parálisis cerebral infantil, silla a motor, tecnología, sensor de proximidad, desempeño, participación, producto de apoyo.

1. Introducción.

La PCI es una afección neurológica que se refiere a un grupo de trastornos permanentes que afectan el desarrollo del movimiento y la postura. Además, muchas personas experimentan limitaciones a nivel cognitivo, trastornos de la comunicación, trastornos sensoriales y de la percepción. La gravedad de la PCI puede variar, con deficiencias motoras y cognitivas que varían de leves a severas. Las limitaciones funcionales que resultan de la PCI derivan en la dependencia de sus cuidadores/as principales para muchos aspectos de las actividades de la vida diaria, teniendo un impacto significativo en el desarrollo funcional.

Los avances en la medicina neonatal han conseguido que sobrevivan más niños/as, lo que ha dado lugar a un incremento en la prevalencia de la PCI (KrägelohMann y Cans, 2009), siendo la causa más común de

deficiencia, con 2 de cada 3 casos por cada 1000 nacimientos vivos. La prematuridad y el crecimiento intrauterino retardado son los dos factores de riesgo más relevantes en esta afección (A. Fernández-Jaén,2002).

Las consecuencias de una discapacidad motora, genera retos en el desarrollo funcional de estos niños/as, y suelen necesitar apoyo externo para una correcta participación en el entorno, necesitando ayuda para la deambulaci3n o la comunicaci3n entre otros. No se puede curar, pero las personas pueden vivir una vida plena con el cuidado y el apoyo adecuados, de acuerdo con los derechos determinados por la Convenci3n de las Naciones Unidas sobre los Derechos de las Personas con Discapacidad (UNCRPD, 2006).

Las sillas de ruedas a motor son productos de apoyo, dise1ados espec3ficamente para fomentar la autonom3a y la participaci3n de las personas con discapacidad motora en su propia rutina, d1ndoles la oportunidad de explorar e interactuar con el entorno de una forma m1s independiente. Cuando la persona con PCI tiene gran afectaci3n motora, posiblemente tenga problemas para manejar el joystick tradicional, y esto es en muchas ocasiones, una de las causas para la denegaci3n de una silla a motor, ya que se considera que la persona no tiene la suficiente capacidad para poder dirigir de forma adecuada y segura una silla.

El uso de silla de ruedas el3ctrica tiene un papel terap3utico relevante en el manejo cl3nico adem1s de mejorar la movilidad, la independencia y la participaci3n en el entorno. La utilizaci3n de las sillas conlleva un impacto en la independencia, una mayor participaci3n en la educaci3n empleo y la socializaci3n (Andrew O. Frank,2016). Incluso los/las m1s j3venes provistos de movilidad motorizada obtienen beneficios en habilidades sociales, lingüísticas y de juego (Rosenbaum, 2003).

En los últimos años, la nueva tecnolog3a aplicada a los productos de apoyo nos abre un campo de posibilidades, sobre todo para aquellas personas con m1s necesidad de apoyo. La empresa tecnol3gica Quantum Rehab en colaboraci3n con Stealth Products ha dise1ado dispositivos de última generaci3n, especialmente concebidos para personas con compromisos motores graves. Uno de estos dispositivos es el denominado “mando de cabeza” que est1 compuesto por sensores de proximidad, es decir, que la persona s3lo necesita acercarse al sensor para empezar el movimiento y no aplicar presi3n. Este tipo de sensores est1n dise1ados para detectar cualquier objeto que conduzca electricidad o que tenga dieléctricos distintos a los del aire, por lo que se necesita movimientos y contacto m3nimo para accionarlos. Adem1s permite la conexi3n de dispositivos electr3nicos como tabletas, lo que facilita el uso de los comunicadores con los mismos sensores. En concreto, el “mando de cabeza” se compone de 3 sensores, 2 colocados en cada lado de la cabeza ,1 sensor trasero y un conmutador mec1nico. Las funciones de los sensores se pueden configurar con uno o m1s valores (derecha, izquierda, click...etc) ajust1ndose a la persona que los va a utilizar.

3. Metodolog3a

La valoraci3n se realiza desde el servicio de ortopedia, por la terapeuta ocupacional y en colaboraci3n con los padres y con el colegio al que asiste E.A. Se utilizan como herramientas de recogida de informaci3n la entrevista semiestructurada y la descripci3n del perfil de desempe1o mediante la Clasificaci3n Internacional del Funcionamiento Infancia Adolescencia (CIF-IA) antes y despu3s de utilizar la silla.

Entrevista semiestructurada

Se recoge información relevante sobre el funcionamiento del niño y su historia clínica. Además se describe el estado cognitivo y físico general. Recogemos también información sobre el tipo de comunicación que utiliza y describimos aquellos movimientos funcionales de cualquier parte del cuerpo que puedan servir para la conducción de la silla. Por último se valoran posibles barreras arquitectónicas tanto del colegio como en casa.

Descripción del perfil de desempeño con CIF-IA

La Organización Mundial de la Salud ha creado un modelo actual de clasificación, conocido como Clasificación Internacional de Funcionamiento, Discapacidad y Salud. Utilizamos para este caso la CIF Infancia y adolescencia que se desarrolla para dar respuesta a la necesidad de una versión que se pudiera utilizar universalmente para niño y jóvenes en los sectores de la salud, la educación y los servicios sociales. (CIF-IA, 2011). La CIF se puede utilizar como herramienta descriptiva cualitativa para recopilar información de la capacidad y del desempeño de las actividades y la participación. La CIF define desempeño como lo que una persona hace en su entorno actual o el acto de involucrarse en una situación vital.

Todos los componentes de la CIF-IA se califican utilizando la misma escala genérica. Tener un problema puede significar tanto una deficiencia como una limitación, restricción o barrera.

0. No hay problema (ninguno, insignificante)	0-4%
1. Problema Ligero (poco, escaso)	5-24%
2. Problema Moderado (medio, regular)	25-49%
3. Problema Grave (mucho, extremo)	50-95%
4. Problema completo (total)	96-100%
8. Sin especificar	
9. No aplicable	

4. Descripción del caso

E.A nace con gran prematuridad, en la semana 23 de gestación, con complicaciones severas en el post-parto por lo que se le diagnostica con Parálisis Cerebral Infantil. De acuerdo al Sistema de Clasificación de la Función Motora Gruesa, E.A se encuentra en el nivel V. Esto quiere decir que el niño es transportado en silla de ruedas en todo tipo de situaciones, tiene limitaciones para mantener cabeza y tronco en posiciones anti-gravitatorias y sobre el control del movimiento de las extremidades. Esto conlleva la incapacidad para ejercer control voluntario de gran parte de su cuerpo y discapacidad para mantener erguido el tronco y la cabeza. Todas las áreas de función están limitadas y no tiene capacidad de movilidad independiente.

En la actualidad tiene 7 años y asiste a un colegio de educación especial. Su silla es pasiva de posicionamiento por lo que debe ser transportado por otra persona. E.A no puede emitir ningún sonido, por lo que se encuentra en el proceso de aprendizaje de un sistema de comunicación alternativa instalado en la tablet accionada por un conmutador con el sistema de barrido.

Entrevista semiestructurada

El niño presenta tetraplejia espástica. En la actualidad utiliza un asiento pélvico como sistema de posicionamiento en una silla de ruedas manual pasiva. No puede mantener sin ayuda la posición de sedestación. El asiento le ayuda a mantener una muy buena posición de tronco. Es capaz de mantener la cabeza, pero tiene cifosis dorsal pronunciada. No hay evidencia de gran compromiso cognitivo, es un niño muy despierto con un grado de comprensión alto. Se determina que entiende derecha-izquierda, adelante-atrás y sabe parar la silla cuando se le dice. Utiliza gafas pero no se observan déficit visual severo. Piel en buen estado sin presencia de escaras. No tiene compromiso respiratorio y nunca ha tenido una crisis epiléptica. Utiliza un sistema de comunicación con soporte de tablet que utiliza a través de un conmutador mecánico.

Realizamos pruebas con distintos joysticks adaptados, utilizando la mano, el brazo y la cabeza y observamos la calidad y funcionalidad de los movimientos. Se detectaron escasos movimientos de dedos, muñeca y mano, dificultados por la espasticidad y el patrón flexor de miembros superiores. Movimientos funcionales en la cabeza que realiza con lentitud y dificultad, pero controlados. Se determina que los movimientos de más calidad son los realizados con la cabeza, aunque se cansa ya que tiene que corregir constantemente la cifosis.

Perfil de funcionamiento

Se seleccionan ítems relacionados con las clasificaciones de “Funciones Corporales” y “Actividades y Participación” y se realiza junto a los padres la 1ª descripción de desempeño, en este caso, antes de aprender el manejo de la silla a motor con mando de cabeza. Se puntúa según recomendación de la CIF-IA. (Tabla 1)

E.A puntúa en muchos de los ítems como problemas de moderados a graves, destacando la sección de movilidad, que en el momento de descripción es dependiente de sus padres. También depende de una persona adulta que el niño pueda explorar el entorno, objetos y experiencias sensoriales en general. Es un niño despierto, y le gusta estar atento a todo, pero en ocasiones se abstrae y pierde la atención, sobre todo cuando es transportado de un lugar a otro. No es capaz de controlar movimientos voluntarios del cuerpo, tan solo en zonas específicas como en la cabeza, que la utiliza para decir “sí” y “no”.

ACTIVIDADES Y PARTICIPACIÓN		
Capítulo 1. Aprendizaje y aplicación del conocimiento		
<i>Experiencias sensoriales intencionadas</i>	1ºDesc	2ºDesc
d110 Mirar	2	1
d115 Escuchar	0	0
d120 Otras experiencias sensoriales intencionadas	3	0
Aplicación del conocimiento		
d160 Centrar la atención	3	1
d161 Dirigir la atención	2	0
d163 Pensar	0	0
d166 Leer	0	0
d170 Escribir	0	0
d177 Tomar decisiones	4	0
d172 Calcular	0	0
Aprendizaje básico		
d130 Copiar	4	4
d131 Aprender mediante acciones con objetos	3	2
d132 Adquirir información	3	1
d133 Adquirir el lenguaje	4	4

d134 Adquirir el lenguaje adicional	4	4
Conversación y utilización de aparatos y técnicas de comunicación		
d350 Conversación	2	0
d355 Discusión	2	0
d360 Utilización de dispositivos y técnicas de comunicación	2	0
Capítulo 4. Movilidad		
Cambiar y mantener la posición del cuerpo		
d410 Cambiar las posturas corporales básicas	4	4
d415 Mantener la posición del cuerpo	4	2
d420 “Transferir el propio cuerpo”	4	4
Andar y moverse		
d450 Andar	4	4
d455 Desplazarse por el entorno	4	0
d460 Desplazarse por distintos lugares	4	0
d465 Desplazarse utilizando algún tipo de equipamiento	4	0
Capítulo 7. Interacción y relaciones interpersonales		
Interacciones interpersonales generales		
d710 Interacciones interpersonales básicas	4	0
d720 Interacciones interpersonales complejas	4	0

Tabla 1. Ítems extraídos la Clasificación Internacional de la Discapacidad y la Salud, versión infancia.

Tras recopilar todos los datos y realizar la pertinente valoración clínica, conceden a E.A la silla de ruedas eléctrica con mando especial. Se procede entonces a entrenar al personal docente del colegio ya que el niño comenzará su entrenamiento de conducción en el contexto escolar, hasta que tenga suficiente control.

5.Resultados

Tras un año de utilización de la silla se describe por segunda vez el desempeño de E.A junto a sus padres (Tabla 1, desc.2). En la tabla se comparan ambas descripciones, y se observa un descenso generalizado de la puntuación en los ítems de toma de decisiones, atención, relaciones interpersonales y desplazamiento por el entorno. Podemos extraer que la utilización de la silla ha tenido un impacto significativo en varias dominios funcionales. Según su madre, *“Ahora E. es más autónomo que nunca. Él elige dónde y con quién jugar en el parque. Si se aburre en el salón, va en busca de sus hermanos a la habitación, en el cole hace recados y juega con los demás niños a hacer carreras y a perseguir la pelota. Se siente motivado y le da mucha fuerza.”*

En los ítems de movilidad se observa una bajada drástica de puntuación pasando de “limitación completa” a no “hay problema”. Ahora es capaz de implicarse en el juego sin necesitar apoyo físico ni guía de sus padres y profesores/as. La conducción de la silla le ha otorgado un papel activo por lo que es consciente de todo lo que ocurre a su alrededor, centrando y dirigiendo su atención, siendo capaz de prestar atención a diversos elementos a la vez. *“Cuando llegamos a casa, no nos deja que le aparquemos la silla, él lo quiere hacer solo; es complicado porque necesita hacer muchos movimientos en poco espacio, pero lo hace con mucha precisión y sin despistarse. En la calle está atento a los posibles obstáculos de la acera y a los peatones”.*

En cuanto a la movilidad, E.A ha ganado la habilidad de desplazarse de forma autónoma por distintos lugares, lo que le otorga la capacidad de exploración, observación y participación activa con su familia y compañeros/as del colegio.

Se percibe por los padres y profesores/as un impacto significativo en el dominio de relaciones sociales. El mayor problema de las sillas manuales de posicionamiento es el papel pasivo que conlleva cuando el niño va en ella, ya que genera dependencia en el adulto para interactuar y explorar con el entorno y diferentes elementos. Ahora E.A se desliza por el colegio y elige en qué grupo estar, o con quién jugar. Es capaz de hacer

desplazarse de una sala a otra sin apoyo físico. También se han incrementado el número de interacciones no solo en el colegio, sino también en casa. “Ahora E.A juega mucho más con sus hermanos, sobre todo en el parque, ya no está a nuestro lado mirando, o dependiendo de que lo incluyamos en el juego, ahora lo hace sólo”; dice su madre. Al tener el sistema de comunicación integrado en la silla, E.A inicia conversaciones sin apoyo físico de terceras personas. Se ha detectado también, que el mando especial le ayuda a mantener una posición correcta de la cabeza mientras conduce o se comunica, reforzando así el control cefálico y mejorando en la precisión de movimientos de cabeza.

6. Conclusiones

Desde el comienzo, la familia percibe un impacto positivo en la participación de E.A en la dinámica escolar y familiar. Ahora E.A puede participar de forma activa y sin apoyo en más actividades, como en el juego en casa o en el parque. Además, la capacidad de participar e interactuar socialmente desarrolla en él estrechas relaciones con otros, como con los padres, los hermanos o compañeros de su entorno inmediato. Cabe destacar que el niño ha ganado la capacidad no solo de desplazarse, sino de decidir cuándo y dónde hacerlo, lo que se percibe como un aumento en la autoestima y en el poder de decisión de E.A.

Por último destacar que gracias a la tecnología de la silla, E.A puede manejar su sistema de comunicación con los mismos sensores, por lo que le da más oportunidades para iniciar conversaciones y expresar lo que quiere.

7. Referencias

- Clasificación Internacional del Funcionamiento, de la Discapacidad y de la Salud: versión para la infancia y adolescencia: CIF-IA.*(2011). Versión española
- S. Pérez-de la Cruz.(2017) *Parálisis Cerebral Infantil y el uso de sistemas de posicionamiento para el control postural: estado actual del arte.* Elsevier España. Sociedad Española de Neurología
- Spence, C. M., & Santos, R. M. (2019). *Multi-component professional development for early interventionists. International Journal of Early Childhood Special Education*, 11(1), 52-63 DOI: 10.20489/intjces.585390
- R. Raya , R. Ceres , L. Calderón , T. González, A. Ruiz, A. Abellanas (2008).*Estrategias para el aprendizaje progresivo de niños con parálisis cerebral a través de un vehículo robótico.* XXVI Congreso Anual de la Sociedad Española de Ingeniería Biomédica.
- Linda Fehr, M ; W. Edwin Langbein, PhD; Steven B . Skaar, PhD. (2000) *Adequacy of power wheelchair control interfaces for persons with severe disabilities : A clinical survey.*Journal of Rehabilitation Research and Development Vol . 37 No . 3,Pages 353—360
- McGarry, S. (2009). *Powered mobility as an intervention for children with cerebral palsy: A systematic review ; The smart wheelchair: Is it an appropriate mobility training tool for children with cerebral palsy?.* Retrieved from https://ro.ecu.edu.au/theses_hons/1212

Aprendizaje automático aplicado a la detección temprana de problemas cognitivos

Guillermo Rodríguez^{1a,c}, Valeria Díaz^b, Virginia Cifuentes^c

^aUniversidad de Palermo - CONICET, Tandil, Buenos Aires, Argentina; ^bUniversidad de Palermo, Buenos Aires, Argentina; ^cCIC-UNICEN, Tandil, Buenos Aires

Resumen

Es fundamental identificar los posibles factores de riesgo asociados al Alzheimer (EA) en etapas tempranas de la enfermedad. La EA es un trastorno genéticamente complejo de evolución lenta caracterizado por deterioro cognitivo. A escala global, se están realizando numerosas investigaciones centradas en la prevención, diagnóstico y tratamiento a partir del estudio de las expresiones de diferentes genes de cerebro que han evidenciado influencia sobre la EA. En este contexto, los algoritmos de aprendizaje automático ofrecen una herramienta propicia para la clasificación de pacientes con EA mediante el análisis de diferentes genes involucrados en el desarrollo de la enfermedad. Este artículo presenta cuatro algoritmos de clasificación (Naive Bayes, Random Forest, j48 y Regresión Logística) para clasificar 31 pacientes. Como resultado, se hallaron los genes que más influyen en el desarrollo de la EA, superando el 70% de precisión en la clasificación.

Palabras clave: Aprendizaje Automático, Detección Temprana, Enfermedad de Alzheimer, Trastorno Cognitivo.

1 Introducción

Cuando envejecemos comienzan a deteriorarse varias funcionalidades de nuestro cuerpo generando trastornos en la cognición como la Demencia que afecta la memoria, el pensamiento, la orientación, la comprensión, el cálculo, la capacidad de aprendizaje, el lenguaje y el juicio. Este trastorno se origina por enfermedades o lesiones que afectan al cerebro de forma primaria o secundaria, como la enfermedad del Alzheimer (EA) o los accidentes cerebrovasculares [4]. No obstante, es de gran importancia detectar la EA en una etapa temprana para poder efectuar un monitoreo y el tratamiento efectivo [3].

La EA es una alteración neurodegenerativa que suele aparecer con la edad avanzada [1]. El cerebro va presentando la pérdida progresiva y constante de una sustancia química llamada acetilcolina, un neurotransmisor. Lo que provoca la pérdida del rendimiento de los circuitos colinérgicos del sistema cerebral que hace que nuestras neuronas se comuniquen. Esta enfermedad no se detiene pero existen tratamientos para ayudar a impedir por un tiempo limitado que los síntomas empeoren.

La detección temprana de la EA se relaciona íntimamente con la detección del deterioro cognitivo leve (MCI, Mild Cognitive Impairment) manifestado como una disminución de la memoria u otras habilidades de pensamiento [6]. Cuando se padece MCI, la persona se enfrenta con un riesgo significativo de desarrollar demencia. Es decir, el déficit primario de MCI es la memoria y ésta condición es probable que escale a la demencia debido a la EA. En sus primeras etapas, la pérdida de memoria es leve, pero con el tiempo las personas pierden capacidades en lo cognitivo y social.

La EA la diagnostica el médico basándose en los resultados de un conjunto de pruebas por las que ha sido evaluado el paciente. Todo el proceso que antecede al diagnóstico es manual. De echo, hay escasos mecanismos (semi-) automáticos para diagnosticar trastornos cognitivos. Esto se debe a que carecen de evaluaciones sistematizadas que ayuden a identificar/ diagnosticar estas enfermedades bajo la categoría demencia.

¹ guillermo.rodriguez@isistan.unicen.edu.ar, número de teléfono: +54 (249) 4385682, www.isistan.unicen.edu.ar

Según la Organización Mundial de la Salud (OMS), 50 millones de personas padecen demencia en el mundo, y cerca de 10 millones de nuevos casos se registran anualmente. La EA es la forma más común de demencia, cubriendo casi el 60% de los casos detectados [3]. La Figura 1 muestra cómo se duplicará la población de personas con problemas de memoria.

Actualmente, existen más de 600 enfermedades neurológicas debidas a genes defectuosos, problemas en el desarrollo del sistema nervioso, enfermedades degenerativas, lesiones en la médula espinal o en el cerebro, entre otras causas. Lamentablemente, no está garantizada a la detección precoz de las enfermedades cognitivas y, en muchos países latinoamericanos se diagnostica la Demencia sin confirmar si se trata de la EA, Parkinson, demencia senil u otro trastorno.

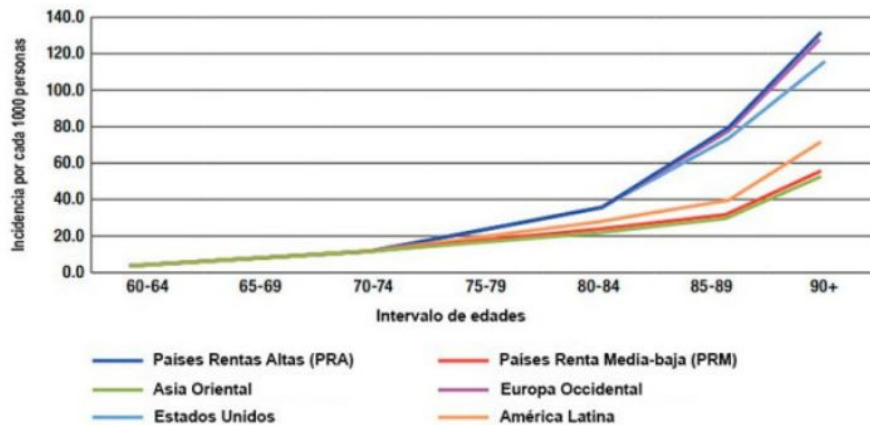


Figura 1. Cálculo anual de la demencia según la edad por cada 1000 personas.

Los algoritmos de aprendizaje automático ofrecen un método alternativo de detección que puede proporcionar un proceso automatizado y valiosos conocimientos para el diagnóstico y la clasificación [1, 2, 5]. Este artículo tiene como objetivo utilizar algoritmos de aprendizaje automático supervisado (redes de bayes, árboles de decisión y regresión logística) para la clasificación y detección temprana de EA.

El resto del trabajo se organiza de la siguiente manera. En la sección 2 se presentan los materiales y métodos utilizados en la investigación. En la sección 3 se muestran y discuten los resultados obtenidos. Finalmente, en la sección 4 se concluye el trabajo y se analizan futuras líneas de investigación.

2 Materiales y métodos

Esta sección detalla los materiales y métodos usados en la presente investigación. En primer lugar, se describe el dataset utilizado. Luego, se muestra el proceso de selección de genes que formarán parte del proceso de clasificación. Finalmente, se presentan los algoritmos de aprendizaje automático utilizados en este artículo.

2.1 DataSet

Para evaluar nuestro enfoque, utilizamos el dataset público GDS810 de humanos obtenido del Centro Nacional de Información Biotecnológica (NCBI). El dataset GDS810 contiene los cambios de expresiones génicas en el subcampo CA1 del hipocampo de un total de 31 pacientes: 9 de control (sanos) y 22 con EA de gravedad variable (incipiente=7, moderada=8 y severa=7) con un total de 22.283 genes. Este dataset incluye el “Mini Mental State Examination” (MMSE) [7, 10].

2.2 Selección de genes

Usando el dataset, se trabajó con un grupo de 69 genes. Tomamos un conjunto de 15 atributos que incluye algunos de los principales genes (con sus diferentes expresiones alélicas) que codifican proteínas que participan directamente en el sello distintivo de la EA: APP, APOE (alelos 212884, 203381 y 203382), BACE1, NCSTN, PSEN1 (alelos 203460 y 207782), PSEN2 (alelos 211373, 204261 y 204262) y MAPT (alelos 203928, 203930, 203929 y 206401) [8]. Luego, mediante algoritmos de selección de características basado en correlación y ganancia de información, se encontró que el gen APP podría ser excluido del conjunto de atributos [12].

2.3 Aprendizaje Automático Supervisado

En base a estudios relacionados [9, 11], para el experimento se probaron cuatro algoritmos de clasificación usando la herramienta WEKA²: Naive Bayes, Random Forest, j48 y Regresión Logística. El dataset construido con los 15 genes seleccionados de 31 pacientes fue utilizado para el armado de los modelos de clasificación usando la estrategia *k-cross-fold validation* (k=10). Los clasificadores son binarios y la clase es {sano, enfermo}. Para evaluar el rendimiento de los clasificadores se consideró el porcentaje de instancias correctamente clasificadas y se utilizaron las siguientes métricas:

- *Precision*: es la probabilidad de que un paciente seleccionado al azar tenga EA.
- *Recall*: es la probabilidad de que se un paciente con EA (al azar) sea seleccionado.
- *F-measure*: es la media armónica de precision y recall.

3 Resultados

Para realizar la evaluación del enfoque se definieron 4 escenarios tal como se indica en la Figura 2. El escenario 1 muestra los resultados obtenidos en una primera etapa de prueba con los 15 atributos. El mayor porcentaje de instancias correctamente clasificadas fue obtenido con Regresión Logística (64,5%).

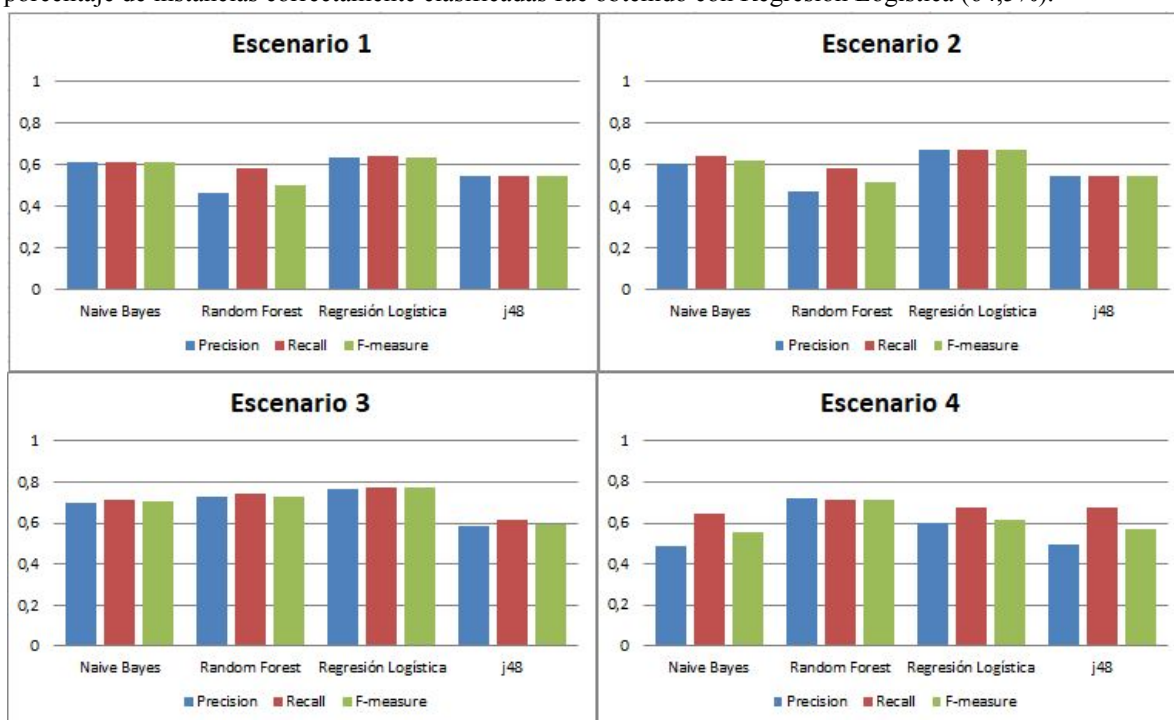


Figura 2. Resultados de los escenarios en términos de Precesion, Recall y F-measure.

El escenario 2 considera APOE, NCSTN, PSEN1, PSEN2 y MAPT(203930-206401). Se obtuvo un 67,74% instancias correctamente clasificadas con Regresión Logística. El escenario 3 considera APOE, NCSTN y

² <https://www.cs.waikato.ac.nz/ml/weka/>

BACE1; con el mismo algoritmo se obtuvo un 77,41% de instancias correctamente clasificadas. Finalmente, el escenario 4 considera APOE (203381) con un 70,96% de instancias correctamente clasificadas (Random Forest). Resumiendo, se obtuvo una precisión general promedio del 70% para Regresión Logística y 72% para Random Forest. Aunque el tamaño de la muestra de este estudio es una limitación, se demostró que las expresiones APOE, NCSTN y BACE1 tienen un considerable potencial para detectar pacientes con EA, incluso tempranamente.

4 Conclusiones

En este trabajo presentamos un enfoque basado en aprendizaje automático supervisado para la detección temprana de la enfermedad de Alzheimer. Utilizamos el dataset ampliamente referenciado GDS810. Mediante el análisis de selección de características obtuvimos los genes que más ganancia de información presentaban y, armamos modelos de clasificación usando Naïve Bayes, Random Forest, j48 y Regresión Logística. Como trabajo futuro, estamos considerando incluir otras bases de datos que incluyan fuentes de información sobre pacientes con enfermedad de Alzheimer para identificar niveles de expresión de genes candidatos al comienzo de la enfermedad. Asimismo, otra línea de investigación a seguir explorando es la implementación de algoritmos de redes neuronales profundas con el objetivo de mejorar los valores de precisión obtenidos.

Referencias

- [1] Payan, A., & Montana, G. (2015). Predicting Alzheimer's disease: a neuroimaging study with 3D convolutional neural networks. arXiv preprint arXiv:1502.02506.
- [2] Ye, J., Wu, T., Li, J., & Chen, K. (2011). Machine learning approaches for the neuroimaging study of Alzheimer's disease. *Computer*, 44(4), 99-101.
- [3] Joshi, A. D., Pontecorvo, M. J., Clark, C. M., Carpenter, A. P., Jennings, D. L., Sadowsky, C. H., ... & Saha, K. (2012). Performance characteristics of amyloid PET with florbetapir F18 in patients with Alzheimer's disease and cognitively normal subjects. *Journal of Nuclear Medicine*, 53(3), 378-384.
- [4] Sánchez, C. Z., Sanabria, M. O. C., Sánchez, M. Z., López, P. A. C., Sanabria, M. S., Hernández, S. H., ... & Valera, A. U. (2019). Prevalencia de demencia en adultos mayores de América Latina: revisión sistemática. *Revista Española de Geriatria y Gerontología*.
- [5] Klöppel, S., Stonnington, C. M., Chu, C., Draganski, B., Scahill, R. I., Rohrer, J. D., ... & Frackowiak, R. S. (2008). Automatic classification of MR scans in Alzheimer's disease. *Brain*, 131(3), 681-689.
- [6] Williams, J. A., Weakley, A., Cook, D. J., & Schmitter-Edgecombe, M. (2013, June). Machine learning techniques for diagnostic differentiation of mild cognitive impairment and dementia. In *Workshops at the twenty-seventh AAAI conference on artificial intelligence*.
- [7] Sperling, R. A., Aisen, P. S., Beckett, L. A., Bennett, D. A., Craft, S., Fagan, A. M., ... & Park, D. C. (2011). Toward defining the preclinical stages of Alzheimer's disease: Recommendations from the National Institute on Aging-Alzheimer's Association workgroups on diagnostic guidelines for Alzheimer's disease. *Alzheimer's & dementia*, 7(3), 280-292.
- [8] Herrera, M., Hernández, M., Manzo, J., Aranda, G., 2010. Enfermedad de Alzheimer: inmunidad y diagnóstico. *Rev. Neurol.* 51, 153–164.
- [9] Mestizo Gutiérrez, S., Herrera Rivero, M., Ramírez, N., Hernández, E., Aranda-Abreu, G.E. Decision trees for the analysis of genes involved in Alzheimer's disease pathology. *Journal of Theoretical Biology* 357 (2014) 21–25 Elsevier <http://dx.doi.org/10.1016/j.jtbi.2014.05.002>
- [10] Wang, L., & Liu, Z. P. (2019). Detecting Diagnostic Biomarkers of Alzheimer's Disease by Integrating Gene Expression Data in Six Brain Regions. *Frontiers in genetics*, 10, 157-157.
- [11] Li, X., Wang, H., Long, J., Pan, G., He, T., Anichtchik, O., ... & Scott, J. (2018). Systematic analysis and biomarker study for Alzheimer's disease. *Scientific reports*, 8(1), 17394.



14.

EL DESARROLLO Y USO DE LA TECNOLOGÍA DESDE LOS CENTROS DE REHABILITACIÓN, MODELOS Y EXPERIENCIAS

IBERDISCAP 2019

Bañuls Lapuerta, Francesc ^{1a}, Tomás Aguirre, Francisco ^b, Martínez Rico, Gabriel ^c
^aUCV, España, ^bUCV, España; ^cUCV, España;

Presentación del Taller de Productos y Tecnologías de bajo coste, de la Unidad de Asesoramiento en Productos de Apoyo de un Centro de Referencia en Discapacidad.

Resumen

El Campus Capacitas, promovido desde 2004 por la Universidad Católica de Valencia San Vicente Mártir en estrecha colaboración con el Comité Español de Representantes de Personas con Discapacidad, trabaja por ser una referencia para las personas con discapacidad y sus familias, las personas en situación de dependencia y su entorno, los agentes sociales y profesionales. A esta estructura pertenece el C.A.R.D., Centro Autónomo de Referencia en Discapacidad, organizado en unidades asistenciales entre las que se encuentra la Unidad de Productos y Tecnologías de Apoyo. En ella se realizan atenciones, para la orientación, en la selección de adaptaciones, que mejoren la participación de las personas con discapacidad en las actividades de la vida diaria.

La situación económica de muchos usuarios, así como la variabilidad de sintomatologías que podemos encontrar, muchas veces dificulta la adquisición de la herramienta seleccionada, siendo necesario el diseño de Productos y Tecnologías de Apoyo de bajo coste, que permitan generar materiales adaptados que se ajusten a las necesidades de cada caso, con el objetivo de desarrollar habilidades y destrezas, que fomenten la mayor autonomía posible en las actividades solicitadas por los usuarios.

De este modo, un taller destinado a valorar los déficits de las personas con discapacidad para el desarrollo de Productos y Tecnologías de bajo coste, permite no solo optimizar la eficacia de la asistencia, sino también su eficiencia, en aquellas situaciones donde es necesario que dichas herramientas se ajusten a las características de cada una de las personas atendidas.

Palabras clave: bajo coste, tecnología, productos de apoyo, impresión 3d.

1. Introducción.

Vivimos en un mundo en constante cambio y la capacidad de adaptarse resulta fundamental. Por ejemplo, y tal y como indicaba Moya (2009), no es nuevo afirmar que las Tecnologías de la Información y de la Comunicación pueden ser un elemento de suma importancia en la mejora de la calidad de vida, de la normalización y de la integración social y laboral de las personas con discapacidad. Sin embargo, aunque resulte paradójico, si el desarrollo de las tecnologías no tiene en cuenta las necesidades y particularidades de este colectivo, puede favorecer la aparición de nuevas formas de exclusión social.

¹ Francesc.banuls@ucv.es, número de teléfono: 627421349

El Centro Autonómico de Referencia en Discapacidad (C.A.R.D. CAPACITAS), nace para constituirse en un espacio de referencia para las personas con discapacidad, teniendo como misión la promoción de su autonomía personal, contribuyendo así a la mejora de su calidad de vida, mediante la habilitación de entornos adaptados y el uso de Productos de Apoyo.

Desde el centro se pretende contribuir a dar respuesta a la necesidad social que plantean estas personas y los encargados de su cuidado y atención, proporcionando la información y el asesoramiento que precisen.

El C.A.R.D. CAPACITAS se vertebra en torno a una serie de unidades asistenciales. Entre dichas unidades se encuentra la Unidad de Productos y Tecnologías de Apoyo. Esta unidad está vinculada a la red nacional para información, asesoramiento y orientación en la selección de Productos de Apoyo, denominada Foro IPROA. Dicho foro, perteneciente al ministerio de sanidad, consumo y bienestar social, del Gobierno de España.

Los Productos de Apoyo son, tal y como se indica en la norma ISO 9999:2017, cualquier producto (incluyendo dispositivos, equipo, instrumentos y software) fabricado especialmente o disponible en el mercado, utilizado por o para personas con discapacidad destinado a:

- facilitar la participación
- proteger, apoyar, entrenar, medir o sustituir funciones/estructuras corporales y actividades o
- prevenir deficiencias, limitaciones en la actividad o restricciones en la participación.

En muchas de las atenciones realizadas, nos enfrentamos a realidades donde, debido a dificultades económicas, así como a la variabilidad de sintomatologías que se manifiestan, las personas atendidas se encuentran con dificultades para adquirir una herramienta que se ajuste tanto a sus necesidades como a sus posibilidades. Como ejemplo de las distintas atenciones de la unidad, se observan situaciones donde, las capacidades de la persona atendida vayan a variar en un periodo de tiempo corto, bien porque aumenten o porque disminuyan. Por ejemplo, en los casos de niños con Necesidades Educativas Especiales en edades tempranas o de personas con enfermedades degenerativas en proceso avanzado de la enfermedad. El diseño de Productos y Tecnologías de bajo coste es un elemento idóneo, que nos permite habilitar entornos y productos que cumplan los requisitos necesarios para atender estos casos.

Por ello, desde la unidad de Asesoramiento en Productos de Apoyo, se ha puesto en marcha el *Taller de Productos de Apoyo de bajo coste*, para el desarrollo soluciones, tanto con materiales reciclados, como basados en el diseño de productos impresos en 3D, realizados por alumnos del grado y tutorizados por los docentes del grado.

Esta metodología, permite optimizar, no solo en la eficacia de la asistencia, sino también su eficiencia, así como mejorar los aprendizajes de los alumnos, además de reducir costes económicos de soluciones aportadas y muchas veces, en el caso de las soluciones en 3D, los costes temporales asociados a la creación de estas herramientas.

2. Objetivo.

El Objetivo de la siguiente comunicación es la exposición del Taller de la Unidad de Productos y Tecnologías de bajo coste como elemento asistencial y docente.

3. Taller de bajo coste.

El taller, está vinculado a las prácticas de grado de Terapia Ocupacional y a la signatura Ergonomía, Accesibilidad y Nuevas Tecnologías. De este modo, se vincula la formación universitaria, de los alumnos en prácticas, a los procesos de investigación del centro, siendo el objetivo final, junto con desarrollar procesos de

aprendizaje de carácter práctico, ofrecer soluciones innovadoras, que fomenten el apoyo y la transferencia social.

Es importante recordar que nos referimos con bajo coste, a los costes económicos asociados a los materiales utilizados. Esto es debido a que, en el proceso de construcción de estas herramientas, el tiempo utilizado no se computan al coste final, ya que el objetivo de estas soluciones, es, junto con la mejora de los procesos de aprendizaje de los alumnos de Terapia Ocupacional, ofrecer a la persona atendida, una solución que se adecue a sus posibilidades económicas. Así mismo, los alumnos, deben presentar un manual, que pueda facilitar información sobre el proceso de construcción, a otras personas que encuentren necesidades similares.

Desde la asignatura denominada Ergonomía, Accesibilidad y Nuevas Tecnologías se presentan aspectos teóricos que ofrezcan los conocimientos necesarios para relacionar la práctica en Terapia Ocupacional con la teoría y su aplicación en distintas áreas de intervención. Dentro de la asignatura se exponen casos prácticos que se han recibido en el C.A.R.D. Capacitas.

Como primera actividad de aula, los alumnos tienen que teorizar, después de analizar los déficits que encuentra la persona para desarrollar una actividad en concreto, con qué herramientas existentes en el mercado, consideran que las personas atendidas (casos prácticos reales presentados en el aula), tendrían la capacidad de desarrollar la actividad solicitada, y presentar, tanto la configuración de estas soluciones, así como la disposición en el entorno de la herramienta, además de cómo se debe posicionar a la persona y el proceso que hay que seguir para su instalación y uso funcional.

Como segunda actividad de aula, los alumnos tienen que presentar una propuesta teórica, teniendo en cuenta la información presentada en la primera actividad, respecto a cómo podrían ofrecer una solución igual de eficiente que la anterior, pero construida con materiales de bajo coste.

Finalmente, se realizan 4 horas teórico- prácticas, dos sesiones, sobre como diseñar, modificar o simplemente localizar Productos de Apoyo en 3D e imprimirlos. Durante el proceso de esta práctica, se solicita también, que los alumnos revisen el catálogo de productos que se encuentra en el espacio del C.A.R.D Capacitas en el portal Thingiverse y localicen un mínimo de 2 soluciones que no aparezcan en nuestras colecciones.

Esta actividad, además de tener como objetivo, que los alumnos conozcan las soluciones existentes en dicho portal, persigue un segundo objetivo, que es nutrir dicho catálogo con aquellas soluciones que se han desarrollado desde otras entidades o particulares. De este modo, al finalizar la actividad, se facilita un catálogo online de productos de apoyo en 3D, de acceso y descarga gratuita, y que se va aumentando cada curso.

Para realizar esta práctica, actualmente se utiliza el software 3D Builder. Este programa que ofrece Microsoft en las nuevas versiones de Windows permite la creación y/ o modificación de archivos. stl. También se trabaja con el software Repetier. Este software permite configurar las características físicas de las piezas diseñadas con anterioridad, así como ejecutar la impresión de las mismas.

Posteriormente, en el segundo cuatrimestre, los mismos alumnos, cursan la asignatura denominada Prácticum I, donde dentro de su plan de estudios, han de realizar seminarios específicos, sobre las materias que han cursado hasta el momento. Los alumnos asisten a dos seminarios específicos sobre cómo crear un pulsador de bajo coste, como adaptar un juguete y cómo adaptar un ratón convencional para su uso con pulsadores.

Con toda la información aportada, junto con las competencias y aprendizajes que han establecido tanto en la asignatura como el prácticum interno, los alumnos, por grupos, reciben instrucciones e información sobre casos que se han atendido en el centro y en los que es necesario crear soluciones no existentes en el mercado, o que necesitan de una adaptación, para que la herramienta se ajuste a las necesidades de dicha persona.

Para desarrollar una propuesta, los alumnos cuentan con un total de 10 horas de trabajo en grupos de 3-4 participantes. Una vez desarrollada la solución propuesta por cada grupo. Deben de presentar su propuesta como trabajo final de asignatura, y acompañarla con una ficha donde se desglose el proceso de construcción, los materiales utilizados y los costes de dichos materiales, así como fotografías de cada uno de los pasos.

Por último, el C.A.R.D. Capacitas, acoge en el segundo cuatrimestre a un alumno en prácticas, con una duración de 150 horas. Durante el proceso de las prácticas, el alumno debe seleccionar un caso real, y desarrollar una solución, siguiendo los mismos pasos que hemos mencionado con anterioridad.

Entre las soluciones presentadas por los alumnos de la asignatura, este curso destaca, entre ellos la adaptación; "kit de higiene para personas con tresparesia". En esta herramienta se ha modificado el botón de encendido del cepillo de dientes, y se han incluido elementos para facilitar la puesta de la pasta de dientes.

Del mismo modo en la estancia en prácticas, el alumno, desarrolló un cobertor de teclado, para un portátil con los agujeros de una de las teclas del portátil de la persona atendida. Esto facilitó que esta persona pudiera arrastrar las manos por encima de las teclas sin pulsar ninguna que no tuviera intención de hacerlo.

En los últimos años ha destacado el diseño, y catalogación de productos en 3D, diseñándose desde el centro un total de 17 productos, y catalogado otros 257 productos diseñados por otros autores, y testeados en el centro.

En los tres últimos cursos se han donado un total de 153 productos.

Todos los productos diseñados se han registrado en la web, Thingiverse.com, (<https://www.thingiverse.com/CARDCAPACITASUCV/designs>), quedando a la disposición de cualquier persona interesada, pudiéndose descargar los diseños, sin ningún coste.

Desde el inicio de esta actividad, en el 2016, se han registrado un total de 3606 visitas a los productos del centro y un total de 131 descargas de los mismos. Actualizado a fecha de

4. Referencias

Moya, M. (2009) Las nuevas tecnologías en la educación. Innovación y experiencias educativas. N° 24, noviembre 2009. Disponible en; <http://www.csi-csif.es/andalucia/modules/mod_ense/revista/pdf/Numero_24/ANTONIA_M_MOYA_1.pdf>Fecha de acceso;17 junio 2019.

Ley UNE-EN ISO 9999:2017. Productos de Apoyo para personas con discapacidad. Clasificación y terminología. Madrid: España, Mayo 2017.

Desafíos profesionales para acompañar a niños, niñas y adolescentes en la utilización de apoyos tecnológicos de Comunicación Aumentativa Alternativa, en sus contextos naturales

Autores: Sofía Barranco¹, Tania Biedermann¹, Fernando Brunetti^{1,2}, Claudia Pacheco¹

1. Fundación Teletón Paraguay, Centro de Rehabilitación Integral de Asunción
2. Universidad Católica Nuestra Señora de la Asunción

RESUMEN

Este trabajo presenta la experiencia del proyecto COMUNICA (2018-2019), impulsado en el Centro de Rehabilitación Integral Teletón, de Asunción-Paraguay; que busca impactar en la Calidad de Vida de niños, niñas y adolescentes con discapacidad (NNA), contribuyendo a eliminar barreras para la participación, la comunicación y el aprendizaje; mediante el uso de tecnologías de Comunicación Aumentativa Alternativa. Se centra en el análisis realizado sobre el rol y la práctica de los profesionales terapéuticos al llevar adelante servicios que contribuyan a este objetivo. En los resultados preliminares obtenidos, son posibles visualizar cambios necesarios en el modelo de atención, tanto en estilos participativos y colaborativos de interacción entre profesionales, NNA, sus familias y educadores; como en el diseño de los encuentros y en las estrategias de transferencia de los apoyos tecnológicos para su utilización efectiva en el contexto natural.

Palabras clave:

Comunicación Aumentativa Alternativa, Tecnología de apoyo, Calidad de vida, Práctica profesional terapéutica, Modelo de Atención

1. INTRODUCCIÓN

El modelo social de discapacidad (Palacios, 2008), caracterizado en la Convención Internacional de los Derechos de las personas con Discapacidad, pone de manifiesto el compromiso de asegurar la participación plena de todas las personas en la sociedad, más allá de cualquier diferencia funcional. Llevar adelante la atención profesional terapéutica para niños, niñas y adolescentes con discapacidad desde esta concepción, plantea retos importantes a los profesionales, los cuales impactan no solo en su abordaje en la sesión de trabajo, sino en los mismos conceptos y roles asumidos a lo largo de su formación académica y práctica clínica. Las evaluaciones parciales, realizadas sobre un grupo de intervención de 10 niños, niñas y adolescentes del proyecto COMUNICA, ponen en evidencia los desafíos que la transición hacia un modelo de atención centrado en impactar en la calidad de vida y los contextos naturales, presentan a los profesionales.

2. METODOLOGÍA

Diez NNA, de 6 a 16 años, escolarizados en centros educativos regulares, con un nivel funcional entre III a V según la escala de medición de función motora gruesa (GMFCS), conforman el grupo de la investigación.

La intervención COMUNICA se inicia con: 1) la evaluación de habilidades comunicativas y cognitivas del NNA para el establecimiento de la línea base, 2) la evaluación de la calidad de vida del NNA, adaptando instrumentos existentes (Gómez et al., 2016; Verdugo, Schalock, Keith, & Stancliffe, 2006), y 3) el diagnóstico del contexto educativo para identificar barreras actuales y potenciales accesibilidades para la inclusión.

Utilizando los insumos anteriores y siguiendo la metodología propuesta en el Modelo Basado en Rutinas (McWilliam, 2010), se establecen objetivos funcionales con el NNA, la familia y el centro educativo, verificables y revisables trimestralmente.

La intervención, de un año de duración, es realizada a través de encuentros sistemáticos (en el centro Teletón y en el contexto natural) entre profesionales terapéuticos, ingenieros informáticos, el NNA y los adultos de referencia del mismo. En dichos encuentros se realiza la preparación de materiales por parte del equipo técnico, el entrenamiento en el uso de los recursos tecnológicos y el acompañamiento de la transferencia al contexto a través del modelado de estrategias e interacciones propias de las rutinas diarias del NNA.

A través de la observación directa de estos encuentros, registros de filmación y fichas de seguimiento de proceso, se realiza la recolección de datos de la intervención, que son analizados trimestralmente con una matriz que incluye los siguientes indicadores: diseño y consecución de objetivos, rol del profesional, diseño del encuentro, presentación de estímulos y gestión de respuestas, participación de personas de referencia, implicación infantil, proyección a entornos naturales (Ridgley, R., Snyder, P. A., McWilliam, R., & Davis, J. E; 2011 y Jung, L. A., & McWilliam, R. A; 2005).

3. RESULTADOS

El análisis de los datos de la matriz utilizada, en dos etapas del proyecto, pone en evidencia que uno de los principales desafíos del modelo de intervención propuesto se encuentra en el desempeño profesional y el desarrollo de las habilidades requeridas por su rol. Así también es posible observar, la influencia que este aspecto tiene en los logros verificables de los demás indicadores.

4. CONCLUSIONES

Los resultados preliminares demuestran que para avanzar hacia propuestas de atención acordes al modelo social de discapacidad, en las cuales los recursos de apoyo tecnológico adquieren un rol protagónico; la intervención profesional terapéutica debe enfatizar el conocimiento de los recursos y desafíos del contexto natural, así como promover la participación e interacción colaborativa entre profesionales, NNA y las personas de referencia de su entorno; ya que son aspectos que facilitan el avance hacia los objetivos de empoderamiento familiar y contextual en la utilización de tecnologías de CAA que impacten en la calidad de vida de niños, niñas y adolescentes.

5. REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- (1) Palacios, A. (2008) El modelo social de la discapacidad: Orígenes, caracterización y plasmación en la Convención Internacional de los Derechos de las Personas con Discapacidad. Editorial Cinca
- (2) Gómez, L. E., Alcedo, M. A., Verdugo, M. A., Arias, B., Fontanil, Y., Arias, V. B., Morán, L. (2016). Escala KidsLife. Publicaciones INICO.
- (3) McWilliam, R. A. (2010). Routines-based early intervention. In *Supporting Young Children and Their Families*.

- (4) Ridgley, R., Snyder, P. A., McWilliam, R., & Davis, J. E. (2011). Desempeño de profesionales relacionados a la calidad de los planes de intervención. *Infants & Young Children*, 24, 309-328
- (5) Jung, L. A., & McWilliam, R. A. (2005). Validación del plan de intervención. *Journal of Early Intervention*, 27, 125-136

IBERDISCAP 2019

Taller de Tecnología y Comunicación

Pamela Olivares, Educadora Unidad de Tecnología Asistiva Teletón Santiago, polivares@teleton.cl,
(+56) 226772166

Claudia Sepúlveda, Fonoaudióloga Unidad de Tecnología Asistiva Teletón Santiago,
csepulveda@teleton.cl (+56) 226772166

Introducción:

Los Sistemas Aumentativos y Alternativos de Comunicación (SAAC) corresponden a todas las modalidades de comunicación (además del habla) que se usan para expresar pensamientos, necesidades, deseos e ideas. Todos utilizamos este tipo de comunicación mediante los gestos, expresiones faciales, símbolos, ilustraciones o escritura, según la definición de la Asociación Americana del Habla y Audición (ASHA).

El uso de SAAC en personas con severas dificultades del habla puede mejorar la interacción social, el aprovechamiento escolar y los sentimientos de autoestima.

Las personas que utilizan los sistemas aumentativos y alternativos de comunicación no deben de dejar de hablar si son capaces de hacerlo. Estos instrumentos están encaminados a ayudarlos a comunicarse con mayor eficacia.ⁱ En la más amplia gama de interacciones del ser humano no es menos importante considerar lo siguiente “También será interesante que la persona pueda comunicarse con sus seres queridos y que pueda usar el lenguaje para aprender, para crear y participar en todos los ámbitos de la actividad humana”ⁱⁱ

El uso de tecnología en los SAAC de alta tecnología aportan mayor capacidad operacional en el tratamiento del mensaje y una gran autonomía con respecto al interlocutor ya que se pueden confeccionar y acumular previamente los mensajes a emitir, también aportan autonomía con respecto a la movilidad. La forma de salida del mensaje puede ser variada en pantalla, en texto, en voz, etc.ⁱⁱⁱ

En relación a lo anterior en la Unidad de Tecnología del Instituto Teletón Santiago, surge la necesidad de que los usuarios generalicen el uso de los SAAC, debido a que ellos, aun cuando ya habían sido preparados en el uso del SAAC, no los utilizaban de manera regular en su ambiente familiar y en la escuela. Solo era usado en situaciones terapéuticas individuales en nuestra institución.

Tras una reflexión sobre los factores que influyen la comunicación, un equipo multidisciplinar de la Unidad de Tecnología del Instituto Teletón Santiago propone realizar atenciones grupales con experiencias vivenciales en diferentes entornos comunicativos que ayuden a generalizar el uso de sus SAAC generando espacios de conversación, entendidos en la CIF^{iv} como iniciar, mantener y finalizar un intercambio de pensamientos e ideas, llevado a cabo a través de lenguaje hablado, escrito, de signos u otras formas de lenguaje con una o más personas conocidas o extraños en un ambiente formal e informal.

Objetivo General:

Implementar un taller para promover la participación activa de usuarios con trastornos severos del habla a través del uso de SAAC y tecnología adaptada con el fin de mejorar la participación en los distintos contextos comunicativos en que se desenvuelven.

Objetivos específicos:

- Ofrecer a nuestros usuarios herramientas tecnológicas accesibles para realizar actividades de su interés.
- Mejorar y generalizar sus posibilidades comunicativas con el uso del SAAC en diferentes contextos; actividades familiares, terapéuticas, lúdicas, escolares, etc.
- Promover en los usuarios la expresión de características individuales; necesidades, intereses e inquietudes.
- Dar a nuestros usuarios la oportunidad de interactuar y participar en actividades grupales con pares y de sentirse escuchados utilizando el SAAC.
- Realizar actividades en diferentes contextos, permitiendo experimentar la influencia en su entorno y favorecer su inclusión.
- Capacitar al cuidador directo en la edición de programas o aplicaciones de comunicación acorde a las necesidades e intereses del usuario.

Participantes:

El taller está dirigido a los siguientes usuarios

- Usuarios de un SAAC en algún dispositivo tecnológico (comunicador, computador, tablet, celular, etc.).
- Que presente habilidades comunicativas básicas (petición, protesta, respuesta a preguntas).
- Manejo de vocabulario y categorías semánticas básicas (partes del cuerpo, prendas de vestir, objetos frecuentes, alimentos, verbos cotidianos, medios de transportes, entre otros).
- Entre los 5 y 18 años de edad con trastorno severo del habla.

Metodología:

El taller se desarrolla en la Unidad de Tecnología Asistiva de Teletón Santiago, conformado por un equipo multidisciplinario compuesto por Fonoaudióloga, Educadora y Terapeuta ocupacional.

- Consta de 8 sesiones de trabajo, una vez a la semana de una hora cronológica de duración. Entre ellas un taller para padres para la perfeccionar el manejo del SCAA específico que utiliza su niño o joven.
- Asisten 4 usuarios (entre 5 a 18 años) se agrupan acorde a sus edades de desarrollo e intereses.
- A través de actividades de *Rol playing*, los participantes simulan acciones cotidianas e interactúan con apoyo de una tecnología: *Tablet*, *Notebook*, *Smartphone*, comunicadores, juguetes adaptados, electrodomésticos adaptados, entre otros.
- Las herramientas para la creación de Tableros de Comunicación son programas o aplicaciones gratuitas; LetMe talk y Plaphoons



- Los materiales que se utilizan son Tablet, Notebook, Smartphone, juguetes adaptados, switch, juguetes para juego simbólicos, switch o botoneras, atriles, bandejas, electrodomésticos adaptados, programa Plaphoons y Aplicación LetMe Talk.
- Se realiza encuesta a la familia/cuidadores con escala de Likert



Programación de las sesiones:

En la primera sesión se realiza evaluación cualitativa del uso de SAAC de cada niño, niña o joven y de acuerdo a los resultados, durante el ingreso se hacen adecuaciones de acceso, ayudas técnicas, etc.

Cada una de las sesiones se estructura de la siguiente manera:

- **Bienvenida y Saludo:** se invita a cada uno de los niños, niñas y a los adultos participantes, contestar a través del SAAC, y cada quien comparte (si quiere) alguna experiencia de la semana.
- **Presentación del tema o de la actividad** que se realizará en cada sesión, se explica la actividad a desarrollar y el vocabulario trabajar durante la sesión a través de los tableros de comunicación en los diferentes dispositivos utilizados por el usuario, según sus características individuales. Durante el desarrollo de las actividades se propicia la participación y opinión de los usuarios para generar una conversación a través de estos dispositivos.
- Se realiza **actividad de rol playing** en el cual participan activamente cada uno de los usuarios, se trabaja con material concreto, los tableros o comunicadores digitales.

Los roles dentro del juego se van rotando entre los participantes con el fin de que cada uno logre una amplia gama de interacciones y que le permita utilizar el mayor vocabulario posible.

Dentro de las actividades que se desarrollan se encuentran: “Visita al doctor”, “programa de entrevista”, “restaurante”, “planificación y elaboración de receta de cocina” y visita al supermercado, enmarcada dentro de la actividad de **cocina**. La visita al supermercado es una actividad realizada en terreno, en donde cada usuario entra al supermercado acompañado de uno de los tratantes con la “misión” de buscar los ingredientes encomendados para la posterior preparación de la receta. Como en las sesiones anteriores el “tablero” ya llega preparado con los pictogramas o imágenes para comprar lo que necesita y para interactuar con las personas del lugar. Se propicia que, durante la búsqueda, los usuarios interactúen preguntando a las personas del supermercado (utilizando siempre su SCAA) la ubicación de los productos. En la caja los usuarios también deben interactuar con las personas, pagar sus productos y despedirse. Adicionalmente y si es pertinente se trabaja el manejo de dinero.

- **Cierre de la actividad / despedida** en donde se conversa acerca de la experiencia vivida y la apreciación de cada participante.
- **Explicación de sesión a la familia y cuidadores** y se les invita a utilizar el tablero trabajado en la sesión en situaciones cotidianas y a realizar un nuevo tablero específico para la sesión siguiente.

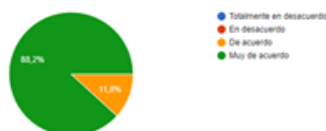
Metodología de valoración de resultados: No se aplicaron evaluaciones cuantitativas al inicio y al final, como para establecer objetivamente los cambios en la interacción. Sin embargo, en el

feedback que entrega la familia, en la mayoría de las preguntas responden favorablemente en las encuestas; Taller promueve el uso de tecnologías como herramienta de apoyo, favorece instancias de comunicación, permite interacción con grupos de pares, promueve la expresión de características individuales, necesidades, intereses e inquietudes, se realizan adecuaciones de acuerdo a las necesidades de cada caso e involucra a los cuidadores en el desarrollo de las actividades.

Resultados gráficos por pregunta de la encuesta aplicada a la familia/cuidadores

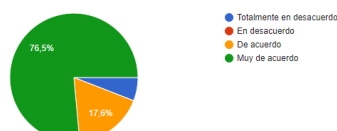
1.- Promueve el uso de la tecnología como herramienta de apoyo.

17 respuestas



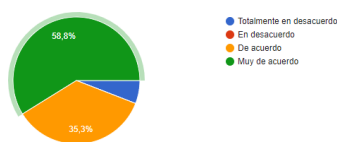
4.- Favorece instancias de comunicación.

17 respuestas



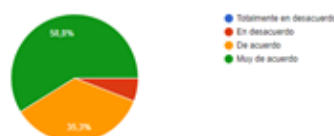
5.- Permite la interacción con grupo de pares.

17 respuestas



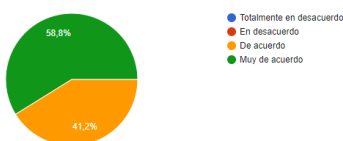
6.- Promueve la expresión de características individuales, necesidades, intereses e inquietudes.

17 respuestas



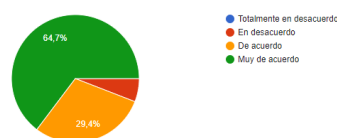
8.- Realiza adaptaciones de acuerdo a las necesidades de cada usuario.

17 respuestas



10.- Involucra a los cuidadores en el desarrollo de las actividades.

17 respuestas



Conclusiones: El taller es una oportunidad de participación efectiva en actividades en diferentes contextos utilizando SAAC de alta tecnología.

Para los profesionales, fue un desafío en la planificación de estrategias en base a las características de los usuarios y al tipo de actividades. Por otra parte, se suma la importancia de complementar las disciplinas profesionales para favorecer la inclusión en diversos contextos de los participantes.

Se considera importante en talleres futuros valorar objetivamente las habilidades adquiridas en el taller y el seguimiento de los usuarios para asegurar generalización de los aprendizajes, así como también favorecer a que el entorno entregue mayores oportunidades de participación a los usuarios de SAAC.

Palabras clave: SAAC, participación, tecnología, trastornos severos del habla, pictogramas, comunicadores.

ⁱ <https://www.asha.org/public/speech/disorders/Los-Sistemas-Aumentativos-y-Alternativos-de-Comunicacion/>

ⁱⁱ Basil, C. (1998) Introducción. En C. Basil, E. Soro-Camats y C. Rosell. Sistema de signos y ayudas técnicas para la comunicación aumentativa y la escritura (pp 1-5). Barcelona: Mason.

ⁱⁱⁱ Guía de Buenas prácticas; “Hacia una comunicación efectiva”, proyecto “Vivir mejor” del departamento de Servicios Sociales de la diputación foral de Álava, España, 2012.

^{iv} Clara I. Delgado Santos. Logopeda CEAPAT-IMSERSO

ARASAAC. Portal Aragonés para la comunicación aumentativa y alternativa, (en línea)
<http://www.arasaac.org/>

La aplicación de tecnología en un centro de neurorehabilitación con internación: de la recuperación de funciones a la autonomía personal

Fernando Salvucci^a, Emilia Silva^b, Ashler Monsalves^c, Martina Kleine Samson^d, Florencia Troncoso^d, Bernardo Centeno^e

^aÁrea de Ingeniería Biomédica, ^bServicio de Terapia Ocupacional, ^cServicio de Fonoaudiología, ^dServicio de Kinesiología, ^eServicio de Fisiatría
Centro de Rehabilitación Física Integral, Clínica Pasteur, Neuquén, Argentina

Resumen

Presentamos el caso del desarrollo del área de Ingeniería Biomédica (IB) en un centro de neurorehabilitación, aplicando recursos tecnológicos en el proceso de rehabilitación desde dos enfoques: tecnologías que permiten favorecer y/o objetivar el proceso de rehabilitación; y tecnologías asistivas para el aumento de la autonomía personal de los sujetos. Las intervenciones se abordan de manera interdisciplinaria a través de dos Servicios: Servicio de Análisis del Movimiento (SAM), y Servicio de Tecnología Asistiva y Realidad Virtual (TARVI). Se describen las intervenciones realizadas desde ambos servicios y un breve resumen de los resultados obtenidos.

Palabras clave: tecnología, neurorehabilitación, internación, autonomía.

1. El área de Ingeniería Biomédica en el contexto de la neurorehabilitación

Presentamos el caso del desarrollo del área de Ingeniería Biomédica (IB) en el Centro de Rehabilitación Física Integral de Clínica Pasteur (Neuquén, Argentina). El Centro atiende sujetos con daño neurológico (principalmente secuelas de ACV, Lesión Medular, Traumatismos de Cráneo, Polineuropatías del Paciente Crítico, Neurodegenerativas) en modalidad de internación (43 camas). El área de IB centra su trabajo en la aplicación de recursos tecnológicos en el proceso de rehabilitación desde dos enfoques: tecnologías que permiten favorecer y/o objetivar el proceso de rehabilitación y de recuperación de funciones; y tecnologías asistivas que permiten aumentar la autonomía personal de los sujetos en actividades de la vida diaria (AVDs) y su medio psicosocial. Ambos enfoques se sustentan en el modelo social de la discapacidad. Adicionalmente, y de manera transversal a estos dos enfoques, se desarrollan proyectos de investigación aplicada.

Para la consecución de los dos enfoques, se llevan adelante las intervenciones de manera interdisciplinaria a través de dos Servicios: Servicio de Análisis del Movimiento (SAM), y Servicio de Tecnología Asistiva y Realidad Virtual (TARVI).

1.1. Servicio de Análisis del Movimiento

En el SAM se trabaja de manera interdisciplinaria con el Servicio de Fisiatría, el Servicio de Kinesiología y el Servicio de Terapia Ocupacional. Las intervenciones están orientadas a realizar evaluaciones objetivas y cuantitativas de funciones motoras desde el punto de vista de la Biomecánica. Se realizan dos tipos de evaluaciones: evaluaciones cinemáticas de la marcha de los sujetos en el plano sagital con un sistema simplificado de análisis de marcha (SILEMA) (Salvucci, 2017); y evaluaciones cinemáticas de función de miembro superior en AVDs, alcances funcionales, y alcance y manipulación de objetos, con una versión de SILEMA modificada.

1.2. Servicio de Tecnología Asistiva y Realidad Virtual

TARVI está compuesto de manera interdisciplinaria junto con el Servicio de Kinesiología, el Servicio de Terapia Ocupacional y el Servicio de Fonoaudiología. Las intervenciones se dividen en dos campos:

1.2.1 Rehabilitación mediante la utilización de Realidad Virtual y captura del movimiento

Se trata de sesiones periódicas de entrenamiento con una Plataforma de Rehabilitación Virtual (MOTMI) (Bonet Funes, 2017). Esta plataforma permite la inmersión de los sujetos en un entorno virtual con el objetivo de realizar ejercicios, tareas y juegos (de índole motora y cognitiva) de manera sistemática y altamente repetitiva. Estas sesiones son planificadas de manera conjunta entre todo el equipo tratante de cada sujeto, como una terapia que complementa a las intervenciones tradicionales con el agregado de un componente

motivacional (salir del ambiente terapéutico, realizar tareas y ejercicio con sentido, aspecto lúdico). La plataforma permite objetivar cantidad y porcentaje de aciertos y errores, así como parámetros analíticos que describen los gestos motores involucrados (ángulos articulares, distancias, tiempos, etc.).

1.2.2 Desarrollo y aplicación de tecnologías asistivas para la autonomía personal en las áreas de la ocupación humana dentro del medio psicosocial del sujeto

Se trata de la implementación y aplicación de productos de apoyo y adaptaciones que permiten aumentar o compensar funciones con el objetivo de favorecer la autonomía y la participación del sujeto en su entorno y medio psicosocial. Se desarrollan y/o aplican productos de apoyo para lograr la autonomía en actividades de la vida diaria, de comunicación, laborales y estudio, ocio y recreación, etc. Se trabaja a partir de una evaluación inicial realizada de manera conjunta por todas las áreas que forman el Servicio (donde se evalúa de manera integral al paciente), la implementación de los productos y adaptaciones, las sesiones de entrenamiento y la evaluación final. Adicionalmente, se llevan a cabo entrenamientos con la familia y el equipo tratante a los fines de lograr la incorporación del uso de estas tecnologías en el contexto cotidiano del paciente.

Adicionalmente, se desarrollan co-terapias con el Servicio de Musicoterapia implementando adaptaciones y recursos tecnológicos para la composición y ejecución musical por parte de los pacientes en dicho contexto terapéutico.

1.3. Investigación

Desde el área de IB, se participa en diferentes proyectos de investigación aplicada. Algunos de estos proyectos son:

1.3.1 Biomecánica de los miembros superiores de sujetos usuarios de exoesqueletos de miembro inferior y muletas canadienses

1.3.2 Análisis cinemático de la marcha en diferentes intervenciones terapéuticas de sujetos con daño cerebral adquirido

1.3.3 Desarrollo de herramienta para el análisis cinemático de miembro superior

2. Resumen de intervenciones realizadas y resultados obtenidos

2.1. Servicio de Análisis del Movimiento

Se realizó la evaluación de marcha a 26 sujetos con daño neurológico (Figura 1-A). Los resultados de las evaluaciones han sido utilizados para recomendaciones e indicaciones terapéuticas, la elección y correcta prescripción de ortesis y ayudas de marcha, la toma de decisiones para la indicación de toxina botulínica en casos de espasticidad, etc., y, en todos los casos, para la posterior re-evaluación, seguimiento y ajustes correspondientes en los tratamientos.

En relación a las evaluaciones de funciones de miembros superiores, se está trabajando en una fase preliminar con una población control de sujetos sin daño neurológico, analizando cinemáticamente los gestos motores de la AVD de tomar agua de un vaso (Drinking From a Glass) (de los Reyes-Guzmán, 2010), alcances funcionales de cabeza y boca, y alcance y manipulación de objetos en plano sagital (Figura 1-B). Se están encontrando resultados de cinemática articular y parámetros espacio-temporales consistentes con lo hallado en la literatura (de los Reyes-Guzmán, 2010).

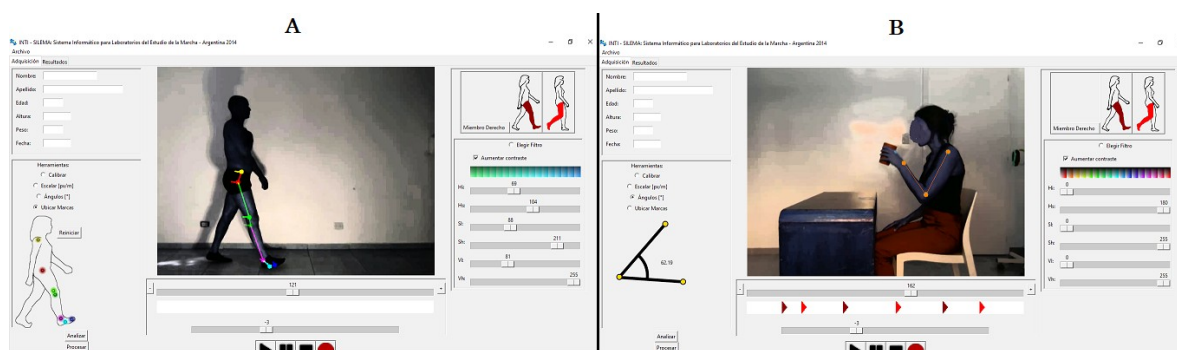


Figura 1. A: Ejemplo de evaluación cinemática de la marcha; B: Ejemplo de evaluación cinemática de miembro superior en AVD

2.2. Servicio de Tecnología Asistiva y Realidad Virtual

2.2.1 Rehabilitación mediante la utilización de Realidad Virtual y captura del movimiento

La Plataforma de Rehabilitación Virtual ha sido utilizada con 24 sujetos con daño neurológico, a través de sesiones semanales de 45 minutos cada una (Figura 2-A). En todos los casos, se evidencia una evolución a lo largo de las sesiones en los porcentajes de aciertos y ejercicios correctos, como en los parámetros analíticos objetivados por la plataforma. La complejidad y diversidad de los ejercicios se han ido modificando sesión a sesión de manera personalizada y en función de la evolución de cada sujeto. Todos los sujetos han ponderado positivamente un diferencial de motivación al realizar esta terapia como un complemento a las terapias tradicionales.

2.2.2 Desarrollo y aplicación de tecnologías asistivas para la autonomía personal en las áreas de la ocupación humana dentro del medio psicosocial del sujeto

Hemos trabajado con 17 sujetos, a partir de la identificación de sus deseos e intereses ocupacionales y de interacción psicosocial. Los sujetos han sido equipados y entrenados con tecnologías asistivas y adaptaciones para realizar actividades de la vida diaria, de comunicación, ocio y tiempo libre, laborales, etc. En todas las intervenciones, los sujetos aumentaron sus funciones y su participación, permitiéndoles percibir un incremento en su autonomía personal. Algunas de las adaptaciones y productos de apoyo implementados son (Figura 2-B): adaptaciones para acceso a PC (sistema de seguimiento ocular, sistema de seguimiento de movimientos de cabeza, mouse adaptado, pulsadores, sobreteclado), sistemas de síntesis de voz para comunicación aumentativa alternativa, adaptación de controles remotos para TV, timbres adaptados para el llamado a enfermería, adaptación de tablets y celulares con aplicaciones de accesibilidad, etc.

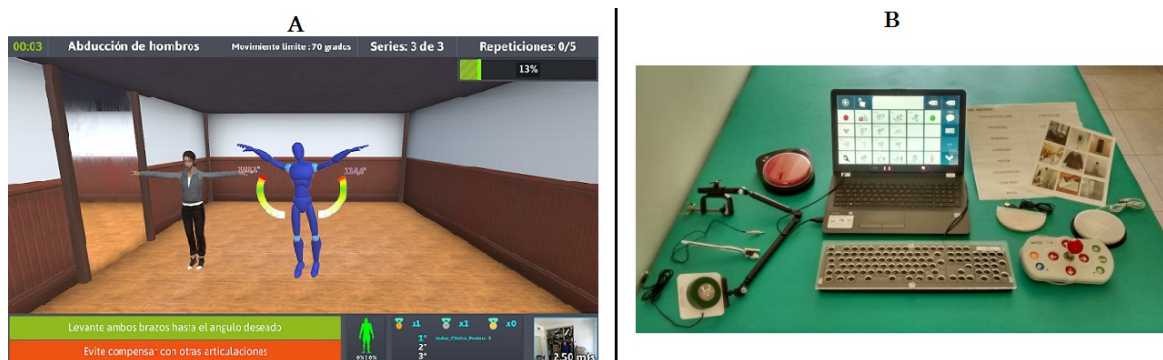


Figura 2. A: Ejemplo de ejercicio en plataforma de rehabilitación virtual MOTMI; B: Ejemplos de algunos productos de apoyo implementados

3. Referencias

- Salvucci, F., Centeno, B., Facello, J., Kohanoff, R. (2017). Aplicación de un sistema de análisis de la marcha de bajocosto para la caracterización cinemática de distintas poblaciones de sujetos. *XXI Congreso Argentino de Bioingeniería. SABI. Córdoba, Argentina*
- Bonet Funes, R. M., Beltramone, D., Ruival, R., Vitale, J. (2017). Análisis de error en mediciones del cuerpo humano con el dispositivo Kinect 2. *XXI Congreso Argentino de Bioingeniería. SABI. Córdoba, Argentina*
- de los Reyes-Guzmán, A., Gil-Agudo, A., Peñasco-Martín, B., Solís-Mozos, M., del Ama-Espinosa, A., Pérez-Rizo E. (2010). Kinematic analysis of the daily activity of drinking from a glass in a population with cervical spinal cord injury. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation. 7:41*

IBERDISCAP 2019

Cruz, Fanny^{1a}, Lucero, Cecilia^{2b}, Astete, Federico^{3a,c}

^{abc} Centro Asistencial Universitario, Av. 25 de mayo 1169, San Martín, Prov. De Buenos Aires

Título: Dispositivos de Tecnología diseñados en el Laboratorio de Proyectos Ortoprotésicos de la Universidad Nacional de San Martín

Palabras clave: evaluación; daño cerebral; destrezas motoras; producto de apoyo, impresión 3D

El Centro Asistencial Universitario (CAU) brinda servicios a personas con secuelas de origen neurológico debido a daño cerebral, hemiplejías o paresias espásticas mayoritariamente. En el área de Terapia Ocupacional, junto al Laboratorio de Proyectos Ortoprotésicos, se diseñan, planifican y fabrican productos de apoyo para favorecer la autonomía.

Discusión

Las medidas de evaluación de las destrezas motoras dan resultados acerca de las limitaciones para realizar las actividades. En general estas pruebas no permiten el uso de tecnología y la intervención del terapeuta de una forma activa.

La evaluación **CAHAI** (The Chedoke Arm and Hand Activity Inventory) es una medida que evalúa la capacidad funcional del brazo y la mano hemipléjicos en tareas estandarizadas que requieren la función bilateral y la integración del lado más afectado. Se utiliza para detectar las limitaciones en las actividades y los apoyos necesarios para el desempeño. Valora el nivel de función con asistencia manual, aplicación de tecnología, seguridad y tiempo, o sin asistencia, con parámetros en una escala de 7 puntos en 4 versiones (CAHAI-7, -8, -9, -13). El terapeuta puede intervenir en la evaluación. Su desarrollo es de bajo costo. La evaluación permite el uso del producto en la actividad y recalificar así el resultado

La implementación de la CAHAI permitió planificar intervenciones entre terapeutas ocupacionales y ortesistas-protésistas. El laboratorio de Proyectos Ortoprotésicos agilizó la intervención en tiempo y costo y brindó un diseño estético y fabricado con Impresión 3D

Resultados

Se evaluaron 13 personas con las versiones CAHAI 9 y 13. 8 eran mujeres, 5 eran hombres. 7 con hemiparesia derecha, 6 con hemiplejía izquierda, 3 con secuelas moderadas, 4 con secuela leves, 6 con secuelas graves.

¹ Fanny Cruz fcruz@unsam.edu.ar, número de teléfono: (+549) 1162866643

Las personas con secuelas graves al no poseer destrezas básicas como estabilizar articulaciones realizaban las tareas sin incluir su miembro superior afectado resultando en asimetrías corporales y sustituciones al movimiento ineficaces y perjudiciales. Se diseñaron dispositivos tecnológicos para suplir las destrezas necesarias y la integración del miembro superior afectado durante la ejecución de las demandas de la tarea.

Se realizaron dispositivos para suplir las destrezas de sostener y estabilizar objetos y coordinar movimientos. Se diseñaron productos para manipular el teléfono la regla, cortar, destapar un frasco, levantar una caja engrosar los mangos, la jarra y el vaso abotonarse, limpiar los anteojos poner pasta de dientes en el cepillo.

Discusión

Una evaluación de bajo costo, que permite la intervención entre el sujeto y los terapeutas, facilitaría el diseño y planificación de dispositivos que suplan las destrezas motoras, bajando las demandas de los objetos y las condiciones de diseño que imponen en el desempeño de las actividades cotidianas.

AYUDAR-T UNL –

“Implementación de Productos de Apoyo para personas con Diversidad Funcional”

El Proyecto Ayudar-T, es un Proyecto de Innovación Social en desarrollo que se basa en el diseño y fabricación, prescripción y asesoramiento en el uso de Productos de Apoyo (dispositivos de ayuda para compensar deficiencias motoras, sensitivas, cognitivas, etc.) destinados a cubrir las necesidades de personas con discapacidad y adultos mayores con escasos recursos económicos de la Ciudad de Santa Fe.

Los Productos de Apoyo también se implementan en el marco de Programas de Rehabilitación Basada en la Comunidad (RBC) que suponen la transformación del Modelo Médico a Modelo Social, sin negar el primero, sino ampliando el Proceso de Rehabilitación más allá del Sector Salud.

A través del Proyecto Ayudar-T buscamos establecer contacto con otras Unidades Académicas de la Universidad Nacional del Litoral, otras Universidades, instituciones educativas como Escuelas Técnicas, instituciones sociales tales como organizaciones gubernamentales y no gubernamentales, empresas privadas y diversos actores de la comunidad que deseen participar en el desarrollo y ejecución del Proyecto de modo solidario (personas jubiladas y profesionales con habilidades para la construcción de los Productos de Apoyo)

Una de las problemáticas es la escasa concientización social acerca de la temática de la discapacidad (diversidad funcional) y la forma en que la sociedad civil puede colaborar con la inclusión de esta población en diferentes ámbitos de participación. Para ello se realizan campañas de sensibilización social.

Las acciones se desarrollan con la participación de graduados, docentes y alumnos de las Carreras de Licenciatura en Terapia Ocupacional, Licenciatura en Diseño Industrial, Lic. en Diseño de la Comunicación Audiovisual, etc. y se pretende incorporar otras carreras y miembros de la sociedad civil en general.

En el ámbito académico se trabaja en prácticas de Educación Experiencial, lo que supone un aprendizaje significativo que cobra sentido en el aprender haciendo y en la reflexión sobre la importancia de los servicios solidarios.

Esta modalidad de prácticas educativas brinda a los estudiantes la oportunidad de aplicar sus habilidades y conocimientos académicos a la realidad específica de las personas con diversidad funcional de su entorno, permitiéndole resolver situaciones no previsibles e identificando nuevos problemas y soluciones en base a una experiencia directa.

El rol de las Nuevas Tecnologías en Afasias no Fluentes Crónicas

Valeria Prodan, Natalia Meda, Daniel Villanueva, Ivana Triay, Lucila Carcavallo, Lisandro Olmos
FLENI. Centro de Rehabilitación. Escobar, Argentina

Introducción:

El compromiso en la expresión oral que presentan los pacientes con cuadros de afasia no fluente secuelear a injuria cerebral, conlleva a situaciones de aislamiento en las personas que lo padecen y desesperanza en su entorno familiar. Se describe metodología de abordaje con Tecnología Asistiva (TA) en paciente afectado.

Objetivos:

Describir el abordaje terapéutico de un paciente en estado de meseta, con cuadro de afasia tipo Broca y apraxia del habla en etapa crónica, utilizando dispositivo móvil con software de comunicación aumentativa alternativa, pantallas dinámicas y salida de voz.

Descripción y Metodología:

Paciente de 59 años que sufre accidente cerebro vascular hemorrágico fronto temporal izquierdo. Luego de 10 años de tratamiento tradicional del lenguaje, se deriva a Clínica de TA con el objetivo de equiparar oportunidades comunicativas, maximizar su independencia, habilidades lingüísticas y socio-afectivas.

Se realizan evaluaciones de lenguaje: Bedside 16/25; WAB 26/100, CADL: PB 53 y CAL: 32/108.

Se comienza entrenamiento secuencial: Prueba y selección de hardware y software apropiados. Acceso al dispositivo. Diseño y confección con el paciente y su familia de plantillas comunicacionales enlazadas. Utilización de dispositivo.

Resultados:

A lo largo del abordaje se fueron trazando 'puentes comunicacionales' entre sus limitaciones y deseos. Esto incremento la adherencia al tratamiento, que fue registrada con la Escala CAL (Communicative Activity Log) pre y post-entrenamiento.

El proceso de aprender, familiarizarse y encontrar utilidad en el uso cotidiano de los dispositivos móviles, requiere necesariamente de tiempo a la hora de maximizar la funcionalidad comunicativa.

Conclusiones:

El abordaje terapéutico con Tecnología Asistiva, se pone al servicio de los pacientes con diversidad funcional comunicativa, con el objetivo de equipar oportunidades brindando al usuario una herramienta clave a la hora de recuperar la capacidad de relacionarse con su entorno, reforzando su confianza y autoestima para ser partícipe de actividades de su vida diaria.



Daily Activities

PROBLEM

SOLUTION

PRODUCT

SERVICE



Blindfolded



without listening

Autonomy
Self-esteem



wheelchair

Now ... can we imagine doing these activities in this way?

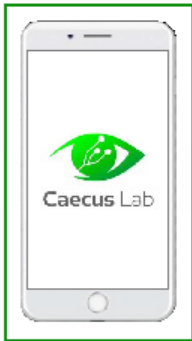


Caecus Lab

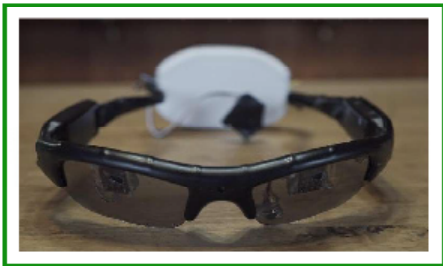
INCLUSIVE PRODUCTS DEVELOPMENT COMPANY



APP



SMART GLASSES



WEB



OBJECTIVE: INTEGRATION OF BLIND PEOPLE IN URBAN ENVIRONMENT

SOLUTION PRODUCT **SERVICE** BENEFITS TEAM

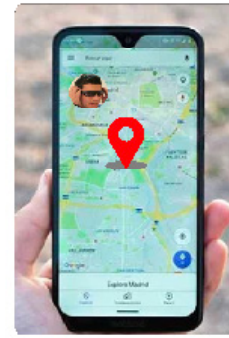
EVASION OF OBSTACLES



REMOTE ASSISTANCE

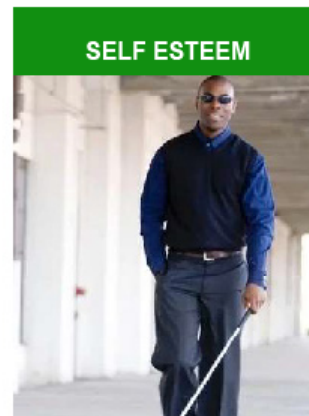
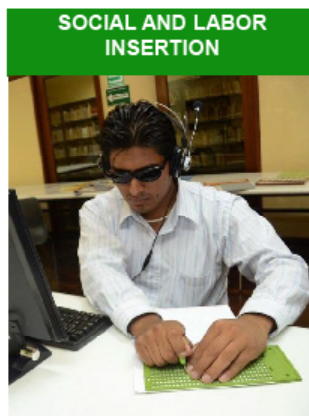


REAL TIME LOCATION



PRODUCT SERVICE **BENEFITS** TEAM Thanks to everyone

■ We improve people's life quality.



Emilse Saavedra Role: COO UX / UI Designer, Accessibility Specialist	Lucas Sala Role: CEO Software Engineer	Eusebio García Role: CTO FullStack Developer

Psychologist:
Jerónimo Carot

Orientation and Mobility Teacher:
Fernanda Nieves

Lawyer and accountant

Nicolle Barrozzo
Olga Barrozzo



recycled plastic	Reuse technology

CIRCULAR ECONOMY



BENEFITS

TEAM

**THANKS TO
EVERYONE**



Caecus Lab

Lucas Sala
proyectocaecus@gmail.com

Cel.:+54 351 6016158

Contagious one **CULTURE OF ACCESSIBILITY,**
to generate a **MORE INCLUSIVE SOCIETY.**



Incidencia de la tecnología al servicio de la autonomía de un grupo de NNA (niñas, niños y adolescentes) a través de la comunicación aumentativa y alternativa en contextos naturales.

Autores: Dolores Sicco Moreno^{1*}, Sofía Barranco¹, Fernando Brunetti^{1,2}. y Florencia Hamuy ¹

1-Fundación Teletón Paraguay-CRIT Asunción, Paraguay

2-Universidad Católica “Nuestra Señora de la Asunción”, Paraguay

*dolores.sicco@teleton.org.py

Palabras Claves: tecnología, comunicación aumentativa alternativa, contexto, autonomía

Introducción y objetivos:

Teletón Paraguay ofrece servicios para lograr que los niños, niñas y adolescentes (NNA) usuarios del Centro de Rehabilitación Integral Teletón (CRIT) puedan comunicarse sin presentar lenguaje oral y/o que su dificultad motora les impida el acceso a dispositivos de una manera tradicional. Durante el proceso se identificaron algunas barreras: imposibilidad de acceso a equipos, falta de acompañamiento para empoderarse de nuevas herramientas y la falta a nivel nacional de una propuesta de Tecnología Asistiva que brinde recursos aumentativos y alternativos de comunicación que pueda abordar esta necesidad. Como respuesta a esto, se propone un plan de intervención basado en el Modelo Centrado en la Familia.

COMUNICA es un proyecto de investigación (2018-2019), que desde el modelo centrado en la familia (Dalmau et al., 2017), apunta a derribar barreras comunicacionales y de aprendizaje académico en contextos naturales de formación mediante la Comunicación Aumentativa y Alternativa (CAA) y el empoderamiento de la Familia y la comunidad.

El objetivo es aumentar sus niveles de autonomía, siendo uno de los principales ámbitos y por lo tanto uno de los pilares de este proyecto, mediante el logro del uso óptimo de los equipos y sus respectivos softwares y la mejora de sus recursos y funciones comunicativos del grupo en estudio, optimizando el desenvolvimiento de cada niño según las demandas de su contexto.

Método:

El grupo experimental está conformado por 10 NNA entre 6 a 11 años con un nivel funcional entre III a V según la escala de medición de función motora gruesa (GMFCS) y sus familias. Donde

además de las herramientas de medición se ofrece el acceso a equipos como softwares de comunicación, educativos y lúdicos, ordenadores, tablets, interfaces adaptadas y los respectivos soportes a cada uno de los niños que conforman este grupo. La intervención consta de:

1) evaluación de habilidades comunicativas, cognitivas y el punto de acceso motor del niño y evaluación de calidad de vida a la familia adaptando instrumentos existentes y 2) el desempeño en el contexto familiar y comunitario mediante entrevistas de calidad de vida a sus cuidadores.

Mediante los insumos recabados se establecen objetivos funcionales propuestos por la familia con apoyo del equipo técnico, los cuales se verifican y revisan trimestralmente utilizando sistemáticamente las mismas herramientas durante todo el proceso buscando afianzar con la familia y la comunidad a través del modelado, recursos fotográficos y de video como muestras de las experiencias del contexto y brindando el aporte de información relevante que sea necesario.

Conclusión:

La importancia de estimular y empoderar a las familias y a sus niños en el uso de diferentes recursos tecnológicos para la comunicación aumentativa alternativa demuestran a través de los resultados iniciales la autonomía en la que se desenvuelven, lo que permite avanzar hacia interacciones más complejas mediante la participación de los actores en la creación de los propios recursos y herramientas para interactuar en los diferentes contextos en los que se desarrollan.

Citas Bibliográficas:

[1] M. A. Verdugo Alonso, L. E. Gómez Sánchez y B. Arias Martínez, “Escala integral de calidad de vida, desarrollo y estudio preliminar de sus propiedades psicométricas”. Siglo Cero, 38(4), 37–56, 2007.

[2] Rita L. Bailey, Howard P. Parette, Julia B. Stoner, Maureen E. Angell and Kathleen Carroll
“Family Members' Perceptions of Augmentative and Alternative Communication Device Use”
[https://doi.org/10.1044/0161-1461\(2006/006\)](https://doi.org/10.1044/0161-1461(2006/006))

[3] Marcia J. Scherer (1996) Outcomes of assistive technology use on quality of life, *Disability and Rehabilitation*, 18:9, 439-448, DOI: 10.3109/09638289609165907

IBERDISCAP 2019

Uso de la Programación Educativa como herramienta en rehabilitación.

Pamela Olivares Quezada, Educadora Unidad de Tecnología Asistiva Teletón Santiago de Chile
polivares@teleton.cl , (+56) 226772166

Fabián Jeno Hernández, Diseñador Industrial Unidad de Tecnología Asistiva Teletón Santiago de Chile, fjeno@teleton.cl , (+56) 226772166

Introducción: El Pensamiento Computacional y programación es una herramienta ideada para enseñar a los niños y niñas a programar mediante el uso de bloques, lo que permite plantear y resolver problemáticas en el mundo virtual. Según la Unidad de Currículum y Evaluación del Ministerio de Educación, “El pensamiento computacional incluye habilidades para modelar y descomponer un problema, procesar datos, abstraer, generalizar y crear algoritmos. En tanto, la programación es la forma de darle instrucciones precisas al computador para que éste pueda resolver por nosotros un problema de manera general”. (https://www.curriculumnacional.cl/614/w3-article-89499.html#in_presentacion)

Las TIC, además de hacer más accesible la información y potenciar las capacidades de las personas, en el caso de personas con discapacidad, han ayudado a que sus dificultades se vieran paliadas y, en algunos casos, sus limitaciones se redujeran al mínimo. (<https://www.isesinstituto.com/noticia/lo-que-las-tic-pueden-hacer-por-las-personas-con-discapacidad>). Las pantallas táctiles, los teléfonos inteligentes, las búsquedas por voz, aplicaciones para la gestión de las tareas cotidianas, de opciones de trabajo a distancia y comunicación, repercuten positivamente en mejorar las oportunidades de participación e inclusión de las personas con discapacidad.

El desarrollo del pensamiento computacional y la programación, permiten una mejora en las habilidades de resolución de problemas, pensamiento crítico, creatividad y colaboración. Estas son habilidades cognitivas críticas necesarias de desarrollar en todas las niñas, niños y jóvenes, especialmente en los usuarios de nuestra institución, que por diversas condiciones muchas veces requieren de estimulación cognitiva complementaria (en ocasiones el desarrollo de su pensamiento lógico está disminuido) unido a una brecha en las competencias educacionales. “Los beneficios educativos de poder pensar de manera computacional son varios, empezando por el uso de abstracciones que mejoran y refuerzan las habilidades intelectuales, y que por tanto pueden ser transferidos a cualquier otro ámbito” (<https://codelearn.es/beneficios-del-pensamiento-computacional/>)

Es por esta razón, que en el año **2016** y enmarcado dentro de la oferta de talleres que ofrece la Unidad de Tecnología Asistiva de Santiago, se crean diversas instancias en que los usuarios puedan desarrollar el Pensamiento Computacional y la Programación como una herramienta más dentro del proceso de rehabilitación (específicamente enmarcado dentro del ámbito de la Estimulación/Rehabilitación Cognitiva). Talleres como la “Hora del código”, “Robótica Educativa y Nuevas

tecnologías” y el “Taller de Apps (aplicaciones móviles)” son parte de esta propuesta.

Objetivo General: Implementar un taller de aplicaciones móviles para desarrollar Pensamiento computacional y programación en usuarios con y sin compromiso cognitivo, con diversos grados de compromiso motor.

Objetivos específicos:

- Comprender la lógica y aprender a darle instrucciones al computador a través de la programación por bloques (programación)
- Desarrollar habilidades comunicativas; compartir información relevante con sus pares para generar una propuesta de solución consensuada.
- Trabajo en equipo y capacidad de distribuir tareas o actividades entre pares, acorde a sus habilidades y características de pensamiento.
- Tolerancia a la frustración.
- Autoestima y motivación de logro.

Metodología:

La metodología de la programación define una serie de procesos que nos permiten enfrentar problemas complejos de forma sistemática, por niveles de abstracción, yendo de lo general a lo concreto, por tanto los beneficios son transversales a cualquier otra área que implique la resolución de problemas” (*Pedro González, Director del Máster de desarrollo de videojuegos de la Universidad Complutense de Madrid (UCM) http://www.eldiario.es/turing/ninos-sabian-programar_0_122487936.html)

El taller se desarrolla en la Unidad de Tecnología Asistiva del Instituto Teletón Santiago, es liderado por un equipo profesional de Educadora y Diseñador industrial.

- Consta de 6 sesiones de trabajo, una vez a la semana de una hora cronológica de duración.
- Grupos de 4 usuarios

Materiales:

- Computador de escritorio o personal conectado a internet (Wi-Fi)
- Smartphone o Tablet Android con aplicación MIT ai2 companion.

Criterios Inclusión Participantes:

- Usuarios lectores.
- Entre 8 y 18 años sin compromiso cognitivo a compromiso cognitivo leve.
- Compromiso motor leve a moderado
- Interesado en el uso de la tecnología

Desarrollo del taller:

Las sesiones están organizadas por nivel de complejidad desde la más básica a la más compleja, en cada una de ellas se asigna a cada participante la tarea de crear una aplicación específica las cuales van requiriendo mayores conocimientos y habilidades a medida que avanza el desarrollo del taller. Las aplicaciones que se van creando son, por ejemplo: “Hola Gatito”, “Botonera de sonidos”, “Pinta tu foto”, “Atrapa el topo”, “Pong”, etc.

Recursos utilizados:

Software:

- Se trabaja en línea en la página web Mit App inventor <http://ai2.appinventor.mit.edu>, página especialmente creada por el MIT (Instituto Tecnológico de Massachusetts)

“MIT App Inventor es un entorno de programación visual e intuitivo que permite a todos, incluso a los niños, crear aplicaciones totalmente funcionales para teléfonos inteligentes y tabletas. Los nuevos en MIT App Inventor pueden tener una primera aplicación simple en funcionamiento en menos de 30 minutos. Y lo que es más, nuestra herramienta basada en bloques facilita la creación de aplicaciones complejas y de alto impacto en mucho menos tiempo que los entornos de programación tradicionales. El proyecto MIT App Inventor busca democratizar el desarrollo de software al empoderar a todas las personas, especialmente a los jóvenes, para pasar del consumo de tecnología a la creación de tecnología” (<http://appinventor.mit.edu/about-us>)



- Aplicación móvil MIT ai2 companion, instalada en un dispositivo móvil Android, conectada a la misma red Wi-Fi que el computador.



Hardware:

- Se requieren adecuaciones de acceso a la tecnología para los usuarios con compromiso motor moderado; tales como switch, mouse adaptados, joystick, pantalla táctil grande, soportes, pesos para brazos o muñecas, etc.



Estrategias:

- Como primera instancia y a manera de introducción al tema de programación se realizan tutoriales de programación de la página <http://horadelcodigo.cl>
- Para los usuarios con compromiso cognitivo se requiere que el mediador explique de manera práctica el ejercicio, necesita diversos ejemplos y “traducir” su respuesta a lenguaje de programación. Además de ir apoyando paso a paso en la elaboración de la hipótesis de solución del problema y en la organización de la información en la plataforma de trabajo.
- Considerar tiempo adicional para crear una aplicación especialmente importante para los usuarios con compromiso motor moderado a severo.
- Propiciar la colaboración entre ellos y ellas en la resolución de las dificultades que van apareciendo dentro del proceso de programación.
- Organizar equipos de trabajo en los cuales puedan compensar y/ o potenciar sus habilidades en beneficio de los aprendizajes mutuos y de la ejecución de la tarea. Por ejemplo un usuario con dificultades motoras severas hace dupla con un usuario sin lenguaje expresivo, pero ambos se comunican e intercambian ideas a través de una aplicación que traduce texto a voz, el segundo usuario es el que ejecuta las acciones en el computador pues no manifiesta dificultades en ese ámbito.

Conclusión:

Implementar el taller fue un desafío para el equipo profesional; desde la capacitación inicial de los profesionales en la creación de Aplicaciones móviles hasta las adaptaciones en las cuales cada sesión debió ser ajustada y planificada para equiparar las oportunidades de acceso y participación en el mundo virtual, de tal manera que durante su ejecución, se potenciara la participación de los usuarios.

Al finalizar, los usuarios dieron a conocer sus habilidades más allá de sus limitaciones de movimiento, cognitivas o aprendizaje. Asistiendo motivados a las sesiones y con un autopercepción positiva acerca de su desempeño y una motivación de logro importante, según nos refieren las familias al terminar el proceso y lo que se perciben los profesionales a lo largo del taller. También se percibió un mejor manejo de la tolerancia a la frustración. Un avance importante es que comprendieron la lógica de darle las instrucciones específicas al computador a través de la programación por bloques. No menos importante es mencionar el desarrollo de habilidades comunicativas tanto para dar a conocer las soluciones, como la solidaridad con sus pares para enseñar a otros a solucionar las problemáticas que se le presentaban en el proceso de la programación (aprendizaje colaborativo)

Impulsados por la curiosidad natural, los niños niñas y jóvenes dan a conocer y además reconocen en ellos mismos como en sus pares las habilidades y potencialidades referidas a la creación de productos tecnológicos incide positivamente en su autopercepción y autoestima.

A futuro se esperamos que nuestros usuarios puedan pasar de ser **consumidores** de tecnologías a ser **creadores** de tecnología, a través de la creación de sus propias soluciones tecnológicas.

Palabras clave: Pensamiento computacional, programación, rehabilitación, estimulación cognitiva.



15.

PROCESAMIENTO DE SEÑALES PARA INTERFACES H-M

Diseño y evaluación de un control mioeléctrico proporcional y simultáneo para una prótesis de miembro superior con 3 grados de libertad

J. Perez-Guerra^a, V. Herrera-Ruiz^a, M. García-Flórez^a, J. Cuadros-Acosta^a, J. Murillo-Escobar^a

^a Instituto Tecnológico Metropolitano, GI²B, Calle 73 No. 76A - 354 Medellín-Colombia
juanmurillo@itm.edu.co

Resumen

La amputación es una deficiencia física que afecta indiscriminadamente a la población mundial, lo que representa un alto costo para los sistemas de seguridad social en salud. Con el fin de mejorar la calidad de vida de las personas que sufren esta deficiencia, es necesario diseñar un mecanismo el cual emule de la mejor forma posible la apariencia de la mano humana, y que, tenga incorporado un control protésico capaz de simular movimientos naturales del ser humano. Por lo anterior, este trabajo presenta una metodología para el control continuo y simultáneo de una mano protésica con 3 grados de libertad (DoF), además de la modelación y elaboración de un diseño protésico antropomórfico y antropométrico. Se evaluó la metodología de control aplicada, con implementación de características en dominio del tiempo, obteniendo desempeños aceptables en términos del coeficiente de correlación cuadrático de 0.73, 0.49 y 0.51 para cada DoF. Se modeló y evaluó por medio de simulación estática el diseño CAD de la palma y dedos, los resultados del diseño fueron satisfactorios, posterior a esto, se fabricaron los mecanismos a través de impresión 3D.

Palabras clave: Discapacidad, Diseño, Control Proporcional, Control Simultáneo.

1. Introducción

La discapacidad se define como, “Toda restricción o ausencia debida a una deficiencia de la capacidad de realizar una actividad en la forma o dentro del margen considerado normal para el ser humano” (Isabel & Ríos, 2015). Se considera que en el 2008 habian cerca de 6.8 billones de personas en el mundo, de las cuales 10 millones sufrían algún tipo de amputación (Leblanc, 2015). El control proporcional y simultáneo permite al usuario controlar al menos una salida mecánica de la prótesis (por ejemplo, fuerza, velocidad o posición) (Fougner, Stavdahl, & Kyberd, 2014), por esta razón, el control proporcional es una estrategia relevante, debido a su capacidad para lograr un control manual diestro y una respuesta más natural en prótesis con múltiples DoF. Sin embargo, este se encuentra en etapa de desarrollo. Esta investigación tiene como objetivo evaluar una estrategia de control proporcional y simultáneo para una mano protésica con 3 grados de libertad, además, diseñar una de prótesis transradial que se fabrique con ayuda de tecnologías aditivas, con el propósito de crear un dispositivo funcional a bajo costo.

2. Materiales y métodos

2.1. Diseño de prótesis

En el proceso de desarrollo de los componentes de la prótesis, se consideró como una condición necesaria a cumplir, la conservación de la forma natural de la mano, por lo que se procedió a escanear en 3D y tomar medidas y moldes tanto del muñón como del miembro sano de una persona que sufrió una amputación a nivel transradial. Posterior a esto, se procedió a la creación y modelación de las distintas piezas que componen la prótesis de mano antropomórfica con la ayuda de la herramienta de CAD SolidWorks. Finalmente, se fabricaron las piezas por medio de la tecnología en impresión 3D.

2.2. Control proporcional

Se tuvo la participación de ocho sujetos sanos (7 hombres, 1 mujer; rango de edad: 20-27 años), diestros sin antecedentes de trastornos neuromusculares. Los sujetos debían realizar movimientos dinámicos para cada

grado de libertad, además de realizarse combinaciones entre estos. Durante este proceso se adquirieron 6 canales de EMG por medio de electrodos posicionados a 1/3 del antebrazo. Posteriormente, se caracterizaron las señales EMG utilizando el conjunto de características propuesto por Hudgins, debido a su bajo costo computacional (Hudgins, Parker, & Scott, 1993). La estimación del ángulo se realizó para cada DoF y movimiento, luego, para cada DoF combinando todos los movimientos, se entrenó un algoritmo SVR aplicado a un modelo intrasujeto, el cual hace referencia a entrenar un modelo para cada participante. El rendimiento se evaluó en términos del coeficiente de correlación cuadrático (R^2) y la Raíz del Error cuadrático medio (RMSE).

3. Resultados Preliminares

3.1. Diseño De Prótesis

La construcción del prototipo permitió validar los movimientos de agarre diseñados y probados en simulación. En la Figura 1, se muestra el escáner 3D del muñón y miembro sano del paciente, el diseño realizado en el software de SolidWorks y el prototipo funcional de la mano elaborada por medio de impresión 3D.

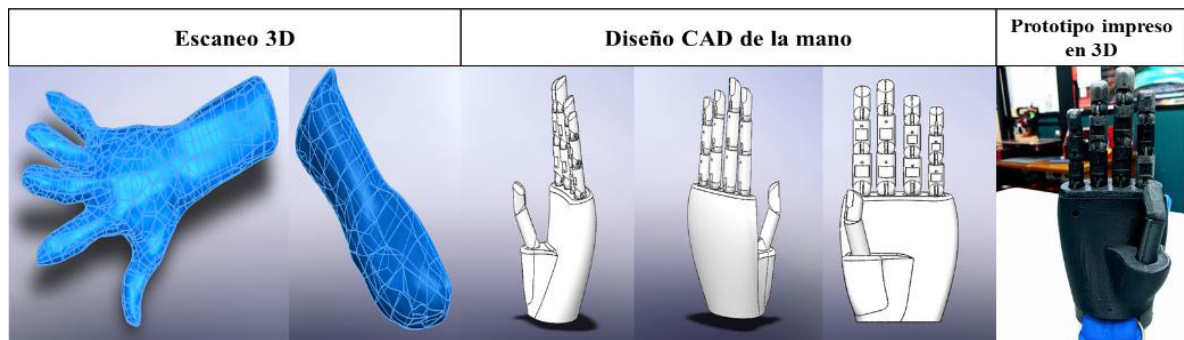


Figura 1. Diseño CAD y prototipo real de la mano

3.2. Control Proporcional

En la Tabla 1, se muestra el rendimiento de la estimación de ángulo para cada grado de libertad y movimiento, donde: M1 pertenece la flexión/extensión de la muñeca, M2 pinza Tri-digital, M3 pinza Penta-digital, M4 hace referencia a M1 + M2 y M5 a M1 + M3.

Tabla 1. Rendimiento del controlador en modo intrasujeto.

Movimiento	DoF1		DoF2		DoF3	
	R2	RMSE	R2	RMSE	R2	RMSE
M1	0.76	33.44	-	-	-	-
M2	-	-	0.53	30.74	-	-
M3	-	-	0.57	29.88	0.57	29.88
M4	0.85	19.34	0.66	29.28	-	-
M5	0.84	19.57	0.75	25.46	0.75	25.46
Combinado	0.78	19.95	0.56	31.56	0.58	16.08

M4 y M5 alcanzaron los mejores desempeños, pero el movimiento combinado representa el escenario más realista para el control proporcional y simultáneo de una mano protésica, dado que durante el uso de una prótesis no es necesario definir un modo de control.

La Figura 2 muestra el perfil de movimiento estimado para una pinza Tri-digital, lo que supone una flexión de la articulación Metacarpo falángica de los dedos índice y corazón (DoF2) y flexión de la articulación Metacarpo falángica de los dedos anular y meñique (DoF3), mientras la muñeca se mantiene en reposo (DoF1), de este modo se puede apreciar que el control fue preciso, sin embargo, se observan algunas ondulaciones o irregularidades las cuales podrían ser corregidas usando filtros.

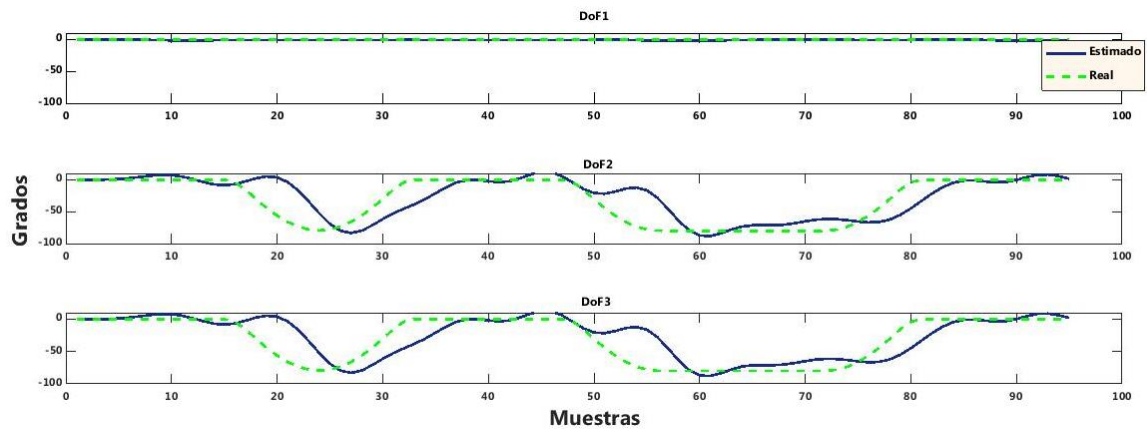


Figura 2. Perfil de movimiento estimado por el control propuesto

4. Conclusión

Nuestra aplicación fue capaz de estimar el perfil de movimiento objetivo en 22.5°. Además, las características usadas tienen una complejidad computacional baja, debido a que están en el dominio del tiempo, y no es necesario realizar transformaciones como Fourier o Wavelet, lo cual es bastante conveniente para implementaciones en hardware.

Fue posible construir la prótesis por medio de tecnología aditiva, sin necesidad de una infraestructura de manufactura avanzada (como Tornos, CNC, Soldadura), lo cual permite mantener un bajo costo económico. No obstante, se requiere de un análisis de elementos finitos y pruebas de esfuerzo de todo el mecanismo con el fin de verificar su comportamiento ante fuerzas externas y la durabilidad del dispositivo.

Finalmente, se requieren evaluaciones adicionales de nuestra metodología, incluyendo la participación de pacientes con amputaciones, y un control en tiempo real para establecer su validez en aplicaciones clínicas. Es necesario tener en cuenta que la amputación puede generar cambios en la distribución de los músculos u atrofias musculares.

5. Referencias

- Fougner, A. L., Stavadahl, Ø., & Kyberd, P. J. (2014). System training and assessment in simultaneous proportional myoelectric prosthesis control. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 11(1). <https://doi.org/10.1186/1743-0003-11-75>
- Hudgins, B., Parker, P., & Scott, R. N. (1993). A New Strategy for Multifunction Myoelectric Control. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 40(1), 82–94. <https://doi.org/10.1109/10.204774>
- Isabel, M., & Ríos, H. (2015). El Concepto de Discapacidad: De la Enfermedad al Enfoque de Derechos. *Revista CES Derecho*, Volumen 6(2), 55,56. Retrieved from <http://www.scielo.org.co/pdf/cesd/v6n2/v6n2a04.pdf>
- Leblanc, M. (2015). “Give Hope - Give a Hand” - The LN-4 Prosthetic Hand.

Medellín-Colombia, 17 de septiembre de 2019

Comité científico

IBERDISCAP 2019

Buenos Aires, Argentina

Asunto: Estado comité de ética

Cordial saludo,

Durante el proceso de revisión del **Paper 25**, titulado “*Diseño y evaluación de un control mioeléctrico proporcional y simultáneo para una prótesis de miembro superior con 3 grados de libertad*”, los evaluadores solicitaron incorporar “**la aprobación del comité de ética para estos registros en voluntarios sanos**”. Respecto a esto, el proyecto no cuenta aún con la aprobación del comité de ética de la institución, ya que este se encuentra inactivo, y no es posible obtener dicho aval antes del 30 de septiembre, que es la fecha límite para subir las aclaraciones.

Nos gustaría aclarar que las pruebas realizadas sobre los sujetos sanos, no suponen ningún riesgo para la salud de los participantes, ya que las señales electromiográficas fueron obtenidas con el equipo BTS freeEMG el cual es un equipo de grado clínico y cumple con todos los estándares de seguridad eléctrica, además, los movimientos realizados corresponden a flexiones y extensiones de la muñeca, así como pinzas tri-digitales y penta-digitales, los cuales se ejecutaron entre los rangos de movilidad articular normales para cada sujeto y sin utilizar ninguna carga.

De este modo agradezco no informen si esto es un impedimento para la participación del trabajo en el evento, de igual forma adjunto el consentimiento informado, que se encuentra a la espera de aprobación por el comité de ética del Instituto Tecnológico Metropolitano.

De antemano agradezco su atención y comprensión en este asunto.

Att.



Msc. Juan Pablo Murillo Escobar

Docente Ing. Biomédica

Instituto Tecnológico Metropolitano

Comparación entre interfaces intramusculares y de superficie en dos aplicaciones: supresión de temblor y control de dispositivos robóticos: desafíos y resultados preliminares

C. Rodrigues^{1a}, A. Pascual-Valdunciel^a, Miguel Gonzalez^b, Javier Perez-Sánchez^b, Francisco Grandas^b, Álvaro Megia^c, Antonio J. del-Ama^c, F. O. Barroso^{a*}, J. C. Moreno^a, Moon Ki Jung^d, Silvia Muceli^d, Dario Farina^d and J. L. Pons^{a,e,f,g}

^a Neural Rehabilitation Group – Instituto Cajal – CSIC, Avenida Doctor Arce, 37 – Madrid, España;

^b Hospital General Universitario Gregorio Marañón – Madrid, España; ^c Biomechanics and Assistive Technology Unit, National Hospital for Paraplegics, Spain; ^d Department of Bioengineering, Imperial College London, UK, ^e Professor, Department of Physical Medicine and Rehabilitation, Feinberg School of Medicine, Northwestern University, Chicago, IL 60611, USA; ^f Scientific Chair, Legs & Walking AbilityLab, Shirley Ryan AbilityLab, Chicago, IL 60611, USA; ^g Professor, Department of Biomedical Engineering and Department of Mechanical Engineering, McCormick School of Engineering, Northwestern University, Evanston, IL 60208, USA

Resumen

Este documento presenta resultados preliminares de estudios realizados en el marco del Proyecto EXTEND. Este Proyecto tiene como principal objetivo construir un sistema que sea capaz de conectar bidireccionalmente y en tiempo real una red de micro estimuladores / sensores inalámbricos implantados y varios dispositivos externos. El Proyecto se centra en dos aplicaciones: 1) manejo y supresión del temblor; 2) interfaz neuronal para controlar robots vestibles usados en rehabilitación de lesión medular espinal (LME). Los resultados preliminares de estudios en ambas aplicaciones son prometedores. Por un lado, los resultados en los estudios de manejo de temblor muestran que la estimulación eléctrica de las vías aferentes basada en la actividad muscular temblorosa puede modular el sistema neuromusculoesquelético y reducir el temblor patológico. Por otra parte, los resultados obtenidos en los estudios de LME indican que los electrodos intramusculares son menos afectados por ruidos externos (como por ejemplos el ruido proveniente de la colocación del exoesqueleto), cuando comparados con los electrodos de superficie.

Palabras-clave: electromiografía, neuroprótesis, estimulación eléctrica funcional, temblor esencial, lesión de la médula espinal, neurorrehabilitación.

1. Introducción

Las tecnologías actuales de interfaz cerebral y neuronal aún presentan importantes limitaciones de cara a convertirse en herramientas funcionales y asequibles que puedan beneficiar pacientes con discapacidad motora. Por un lado, la tecnología para interfaces neuronales no invasivas es intrínsecamente unidireccional y de capacidad limitada. Por otro lado, las interfaces más invasivas, aunque permiten la bidireccionalidad y un mejor rendimiento, aún dependen de procedimientos quirúrgicos complejos y procesamiento de señales.

El proyecto EXTEND tiene como objetivo desarrollar el nuevo concepto de Sistemas Neuronales Bidireccionales Hiperconectados (*Bidirectional Hyper-connected Neural System* - BHNS) para ampliar las capacidades de las interfaces neuronales con enlaces de comunicación mínimamente invasivos entre múltiples nervios en el cuerpo y múltiples dispositivos externos, como representado en la Figura 1.

Este documento presenta estudios preliminares, aprobados por un comité de revisión ética, que se llevaron a cabo en el marco del Proyecto EXTEND. Dos aplicaciones principales fueron: (1) manejo del temblor en pacientes con Temblor Esencial (TE) y la enfermedad de Parkinson (EP); y (2) robots vestibles asistidos con

* Autor correspondiente: filipe.barroso@cajal.csic.es.

interfaz neuronal para LME. Además, se presentan los resultados obtenidos en los experimentos iniciales, en ambas aplicaciones.

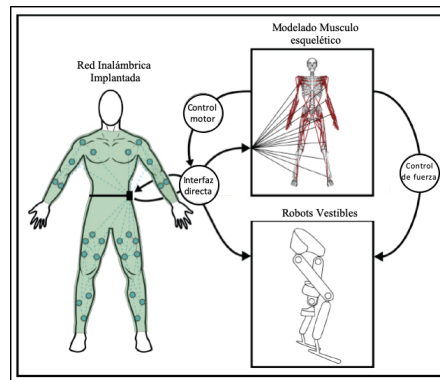


Figura 1 - EL concepto EXTEND: los implantes electrónicos pueden ser inyectados en múltiples ubicaciones y así registrar señales neuromusculares y estimular múltiples nervios.

2. Manejo del temblor

En los últimos años, la estimulación eléctrica de las vías aferentes ha demostrado ser una herramienta prometedora para la neuromodulación del sistema nervioso. En el caso del temblor patológico, existen indicios de que este tipo de estimulación puede ayudar a reducir el temblor en pacientes de TE [1]. Por ello, en el marco del proyecto EXTEND se están desarrollando estudios para arrojar evidencia sobre las capacidades de la estimulación aferente para modular el sistema musculoesquelético y su aplicación en la supresión de temblor.

I. Modulación de la inhibición recíproca en la muñeca mediante estimulación eléctrica de las vías aferentes.

Se realizó un estudio completo con sujetos sanos en los que se caracterizó la inhibición recíproca producida en los músculos Flexor Carpi Radialis (FCR) y Extensor Carpi Radialis (ECR) debido a un pulso de estimulación eléctrica en el nervio que inerva el músculo antagonista (nervio radial y medial), respectivamente. Los resultados demostraron la capacidad de la estimulación eléctrica por debajo del umbral motor para inhibir la actividad muscular voluntaria (Figura 2).

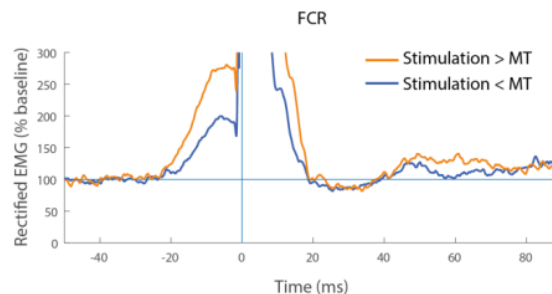


Figura 2 - Actividad de EMG rectificada y promediada de 8 sujetos del músculo FCR en respuesta a la estimulación eléctrica del nervio radial (línea naranja, estimulación por encima del umbral motor; línea azul estimulación por debajo del umbral motor).

II. Reducción del temblor mediante estimulación eléctrica aferente.

A partir de la evidencia del estudio anterior, se está desarrollando otro estudio en pacientes con ET. Específicamente, hemos estado utilizando la estimulación eléctrica aferente para modular los reflejos de la columna vertebral y reducir así el temblor.

3. Robótica asistida con interfaz neuronal para rehabilitar pacientes con lesión medular

Se está realizando un estudio piloto para el uso de electrodos mínimamente invasivos para la detección de actividad muscular y sistemas de interconexión robótica para la rehabilitación de pacientes con LME incompleta. Los objetivos, que se basan en estudios previos. [2,3], son:

- 1) Analizar la calidad de registros de EMG intramuscular y superficial con el objetivo de la validación de las mediciones intramusculares para aplicar en tareas de control de sistemas robóticos en tiempo real. Este primer objetivo se persiguió con la realización de contracciones máximas y submáximas de los músculos

de rodilla y tobillo en tres sujetos sanos. Se colocaron electrodos intramusculares y de superficie en cuatro músculos diferentes (Tibialis Anterior (TA), Gastrocnemius Medialis (GM), Biceps Femoris (BF) y Rectus Femoris (RF)).

- 2) Caracterizar la degradación de la señal de EMG obtenida con el uso del exoesqueleto. Se realizaron las mismas tareas descritas anteriormente para cumplir este objetivo, pero con el uso del exoesqueleto. En este caso, se investigó cómo la colocación de los electrodos de EMG y sus posibles desplazamientos durante el movimiento asistido por un exoesqueleto robótico podrían afectar la calidad de la señal de EMG.

Figura 3 presenta la diferencia entre los registros intramusculares y de superficie en el mismo músculo. La señal que proviene del electrodo intramuscular posee menos ruido en comparación con la adquisición de la actividad de EMG superficial.

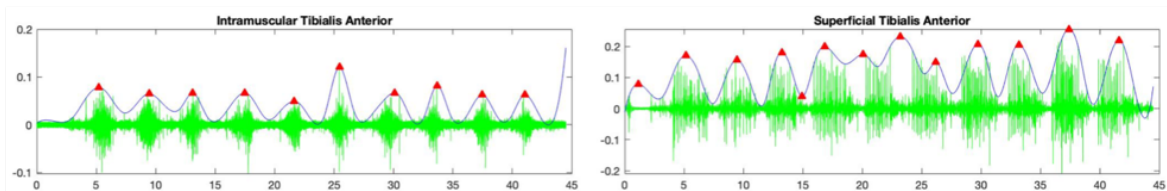


Figura 3 - Señal electromiográfica que usa (A) electrodos de superficie intramuscular y (B) en el tibial anterior durante la flexión de la rodilla y los movimientos de extensión.

4. Conclusiones y trabajo futuro

En los estudios de manejo de temblor, la estimulación eléctrica de las vías aferentes se ha probado como una técnica válida para modular la inhibición recíproca en sujetos sanos y, su aplicación en la reducción del temblor patológico en pacientes con TE. Estos estudios se han limitado a la estimulación de pares de músculos agonista-antagonista, y en el futuro se planea explorar los efectos de la estimulación de otros circuitos medulares, tanto en la modulación de la actividad muscular en sujetos sanos como en estrategias novedosas de supresión de temblor.

En el estudio de LME, las grabaciones intramusculares se perdieron varias veces en el desarrollo del protocolo experimental debido a los desplazamientos musculares del sujeto. Aunque el posicionamiento del electrodo intramuscular demostró ser un problema, los canales no corrompidos proporcionaron resultados menos ruidosos en comparación con las grabaciones superficiales, y también sufrieron menos influencia del ruido debido al exoesqueleto robótico. Además, este estudio detectó fallas en el protocolo experimental, que se corregirán en los estudios futuros desarrollados en el marco del proyecto EXTEND.

5. Agradecimientos

Este Proyecto EXTEND [4] ha recibido financiación del programa de investigación e innovación Horizon 2020 de la Unión Europea en virtud del acuerdo de subvención n. ° 779982.

6. Referencias

[1] Jakob L. Direriksen, Christopher M. Laine, Strahinja Dosen, Silvia Muceli, Eduardo Rocon, José L. Pons, Jualan Benito-Leon and Dario Farina. Electrical Stimulation of Afferent Pathways for the Suppression of Pathological Tremor, *Front. Neurosci.*, 04 April 2017, <https://doi.org/10.3389/fnins.2017.00178>.

[2] M. Bortole, Anusha Venkatakrishnan, Fangshi Zhu, Juan C. Moreno, Gerard E. Francisco, Jose L. Pons and Jose L. Contreras-Vidal. The H2 robotic exoskeleton for gait rehabilitation after stroke: early findings from a clinical study, *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation* 2015, 12:54. [https://doi.org/10.1186/s12984-](https://doi.org/10.1186/s12984-015-0048-)

[3] del-Ama AJ, Gil-Agudo Á, Pons JL, Moreno JC. Hybrid gait training with an overground robot for people with incomplete spinal cord injury: a pilot study. *Frontiers in Human Neuroscience*. 2014;8:298. <https://dx.doi.org/10.3389%2Ffnhum.2014.00298>

[4] EXTEND, Bidirectional Hyper-Connected Neural System (2019). Detalles en <https://extend-project.eu+>

IBERDISCAP 2019 – Segmentación automática del test Timed Up and Go utilizando un solo sensor inercial de movimiento

Paulina Ortega-Bastidas¹, Britam Gómez², Pablo Aqueveque², Francisco Saaverda² & Roberto Cano-de-la-Cuerda³.

1. Departamento de Kinesiología. Facultad de Medicina. Universidad de Concepción. Dirección Chacabuco esquina Janequeo S/N. Concepción, Chile.
2. Departamento de Ingeniería Eléctrica. Facultad de Ingeniería. Universidad de Concepción. Dirección Edmundo Larenas #219. Concepción, Chile.
3. Departamento de Fisioterapia, Terapia Ocupacional y Medicina Física y Rehabilitación, Universidad Rey Juan Carlos. 28922, Madrid, España.

Resumen

Las caídas representan un gran problema de salud pública en la población de adultos mayores y personas con secuelas neurológicas. El “test timed up and Go” (TU&Go) es una de las herramientas clínicas más utilizadas para medir el riesgo de caídas, el cual ofrece un parámetro único en segundos que permite representar el balance dinámico. Sin embargo, no es capaz de determinar en cual fase del test el individuo presenta mayores dificultades. Es por esto, que se propone un modelo de segmentación de las actividades de este test utilizando un solo sensor inercial de movimiento inalámbrico (IMU) que permite entregar un reporte completo del riesgo de caídas de los sujetos. Se evaluaron 25 sujetos jóvenes y 12 adultos mayores para validar el modelo propuesto utilizando un IMU en la espalda, quienes previamente firmaron el consentimiento informado. Nuestra metodología permite identificar de forma automática todas las sub-fases del TU&Go con un solo IMU, entregando datos sobre variables como. Duración de cada fase, aceleración en la transferencia sedente bípedo, velocidad de rotación durante el giro, número de pasos durante la marcha y el giro, y grados de inclinación del tronco durante el bípedo y el sedente.

Palabras clave: Timed Up and Go test; Sensores Inerciales; Análisis de Movimiento Humano.

1. Introducción

Una de las consecuencias asociada al envejecimiento y a secuelas neurológicas es el aumento en el riesgo de caídas, las cuales han sido definidas como eventos accidentales en el cual las personas caen luego de perder el control de su centro de gravedad y de no realizar ningún esfuerzo por restaurarlo o este esfuerzo fue insuficiente (1). Las caídas representan un gran problema de salud pública en AM, ACV y EP (2). Existe un gran número de test y escalas que permiten evaluar y medir el balance estático, dinámico y la marcha en sujetos sanos o con algún problema motor (3). Uno de los más utilizados a nivel mundial es el test Timed up and Go (TU & Go), el cual mide el balance dinámico y la movilidad funcional en AM, así como también en población neurológica (4, 5, 6). Es un test simple que puede ser aplicado en cualquier lugar, y consiste en que el sujeto debe ponerse de pie desde una silla, caminar tres metros, girar, regresar a la silla caminando y sentarse en la silla nuevamente. La variable controlada es el tiempo total en segundos que el sujeto se toma en realizar el test, el cual luego se correlaciona con el riesgo de caídas (5, 6, 7).

Algunas ventajas del TU&Go test es la simplicidad y corta duración en la aplicación. Adicionalmente, requiere de poco equipamiento y permite que los sujetos con algún impedimento funcional puedan ejecutar el test. Sin embargo, una de las limitaciones que presenta es que no es capaz de determinar el riesgo objetivamente en sujetos con mayores dificultades. Por lo que podría mejorarse al ser combinado con herramientas tecnológicas de análisis de movimiento, como los laboratorios optoelectrónicos con marcadores reflectivos pasivos, considerado el gold-standard para el análisis de movimiento humano, o los sensores inalámbricos de movimiento como los sensores inerciales o unidades de medición inercial (IMU en sus siglas en inglés) (8). En relación a lo anterior, el objetivo del presente estudio es proponer una metodología de segmentación automática que utiliza características heurísticas para identificar las sub-tareas típicas desarrolladas en el test TU&Go de 3 metros, con lo que se pretende obtener un reporte completo sobre el riesgo de caídas y promover la utilización en loas ambiente clínico rurales y remotos de tecnología de bajo costo y amigable.

2. Metodología

2.1. Diseño del estudio

Se realizó un estudio descriptivo, donde se evaluaron a 25 sujetos jóvenes (18 hombres y 7 mujeres) y 12 adultos mayores (7 hombres y 5 mujeres), previo consentimiento informado (Comité de Bioseguridad, Bioética y Ética

de la Universidad de Concepción, número 3180551). Antes de la evaluación se les explicó el procedimiento mediante una demostración. Se utilizó un sensor desarrollado en el Laboratorio de Ingeniería Civil Biomédica de la Universidad de Concepción, el cual fue posicionado en la espalda baja de los sujetos a nivel de L3-L4, a quienes se les solicitó realizar el test TU&Go, siguiendo las recomendaciones estándar del test (7). Cada sujeto fue grabado a 60 fps utilizando una video cámara digital de alta resolución (GOPRO HERO 7). El grupo de adultos mayores debió realizar tres veces el test, utilizando la mejor puntuación para el análisis de los resultados; al grupo de sujetos jóvenes se les solicitó una sola vez la realización del procedimiento. Las mediciones se realizaron en el laboratorio de Ingeniería Biomédica y en las instalaciones del departamento de Kinesiología de la Universidad de Concepción. Los datos fueron analizados utilizando MATLAB R2017b y para el análisis de los videos se utilizó el editor de videos Wondershare Filmora versión 8.4.0.

2.2. Sensor Inercial

El sensor utilizado tiene un acelerómetro de tres ejes, un giroscopio de tres ejes y un magnetómetro de tres ejes, así como un procesador interno incorporado capaz de fusionar los datos magnéticos y de inercia utilizando un filtro Kalman extendido para entregar con precisión la orientación en cuaterniones. Luego, los datos de orientación se obtienen en representación angular con una precisión de ± 1 grado. Los datos se muestrean a 100 Hz.

2.3. Algoritmo de segmentación

El algoritmo de segmentación mediante características heurísticas se divide en dos etapas: análisis de la señal de orientación del tronco y análisis de la señal de inclinación del tronco.

2.3.1. Análisis de la señal de inclinación del tronco

Para determinar los eventos de levantarse y sentarse, se utilizó la señal "Pitch". Esto corresponde a las acciones de inclinación durante las actividades a identificar. Cuando un sujeto se está levantando o sentando, tiende a hacer una ligera inclinación hacia adelante con respecto a la posición de reposo hasta que recupera su inclinación inicial (ver Figura 3). Para más información de la implementación del algoritmo ver (9).

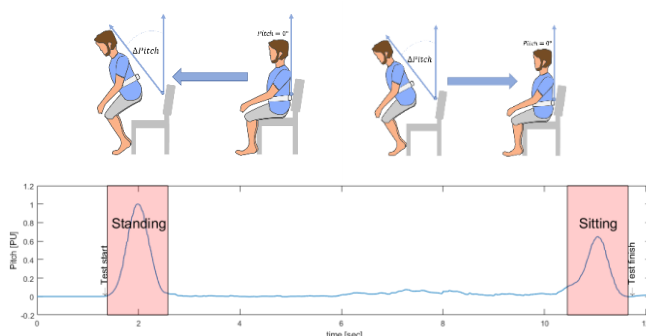
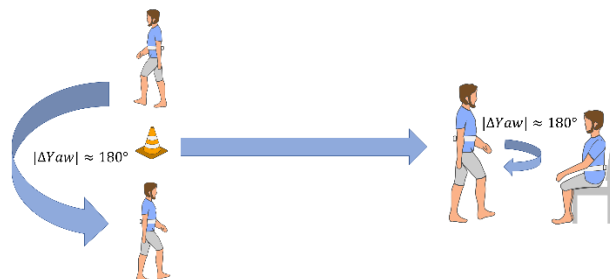


Figura 3. Señal de inclinación y eventos identificados. Standing: levantarse. Sitting: sentarse.

2.3.2. Análisis de la señal de orientación del tronco

Para determinar los giros alrededor de la marca de 3 metros y antes de sentarse, se usa "Yaw", que corresponde a los cambios en la orientación del sensor durante los giros. Cuando un sujeto realiza la prueba TU&Go, se somete a un circuito que lo obliga a realizar giros de 180 grados aproximadamente, que el sensor puede medir de manera inequívoca, ya que, durante los giros, el sensor también cambia su orientación (ver Figura 4). Para más información de la implementación del algoritmo ver (9).



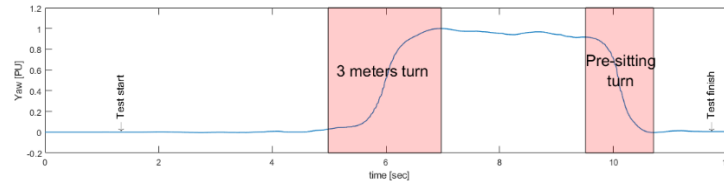


Figura 4. Señal de rotación y eventos identificados. 3 meters turn: primer giro. Pre-sitting turn: Segundo giro.

3. Resultados

Inicialmente, se definieron 6 sub-tareas del test TU & Go para poder realizar el análisis de los datos obtenidos: ponerse de pie, primera marcha, giro, segunda marcha, giro y sentado. El sistema de medición demostró obtener datos similares con el sistema convencional utilizado en la práctica clínica, con un coeficiente de correlación de Pearson de 0.9884 y un error medio de 0.17 ± 0.13 s para sujetos jóvenes, y un coeficiente de correlación de 0.9878 y un error medio de 0.2 ± 0.22 s para adultos mayores (ver figura 5).

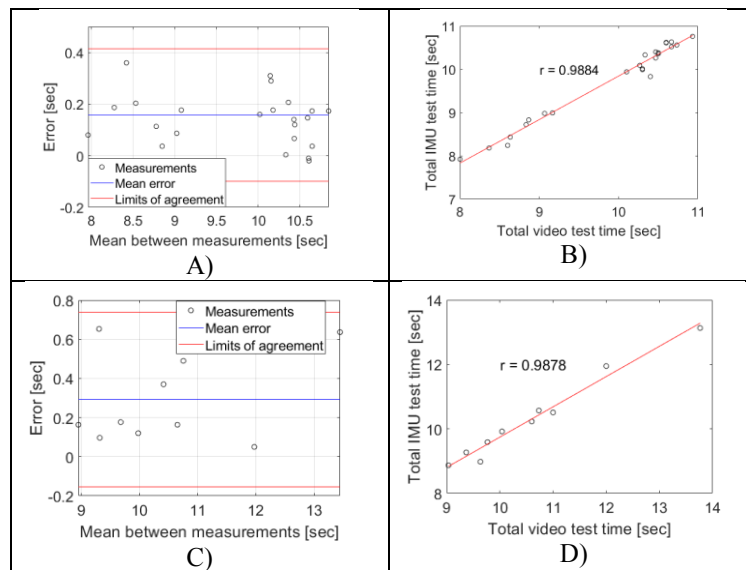


Figura 5. Resultados de las mediciones obtenidas por la metodología propuesta versus el procedimiento clínico visual típica. A) y B) Bland – Altman y coeficiente de correlación de Pearsson para sujetos jóvenes sanos, C) y D) Bland – Altman y coeficiente de correlación de Pearsson para adultos mayores sanos.

La Figura 6 muestra los errores de medición entre la metodología de segmentación propuesta para cada sub-tarea durante la prueba TU&Go en el grupo de adultos mayores en comparación con el análisis de video. En la Figura 6a, se observa que el algoritmo de segmentación es capaz de identificar la transición entre el final de la tarea de levantarse y el comienzo de la primera caminata con un error promedio de 0.07 s. La Figura 6b muestra que la transición entre el final de la primera caminata y el inicio del giro de 3-m se identifica con un error promedio de 0.29 s. La figura 6c muestra que la transición entre el final del giro de 3-m y el comienzo de la segunda caminata se identifica con un error promedio de 0,43 s. La Figura 6d muestra que la transición entre el final de la segunda caminata y el inicio del segundo giro previo a la sub-tarea de sentarse se identifica con un error promedio de 0.63 s. La sub-tarea del final del giro previo a la sub-tarea de sentarse se identifica con un error promedio de 0.21 s (ver Figura 6e). Con respecto a la sub-tarea de sentarse, el algoritmo identifica el inicio con un error promedio de 0.25 s (ver Figura 6f) y el final con un error promedio de 0.26 s (ver Figura 6g).

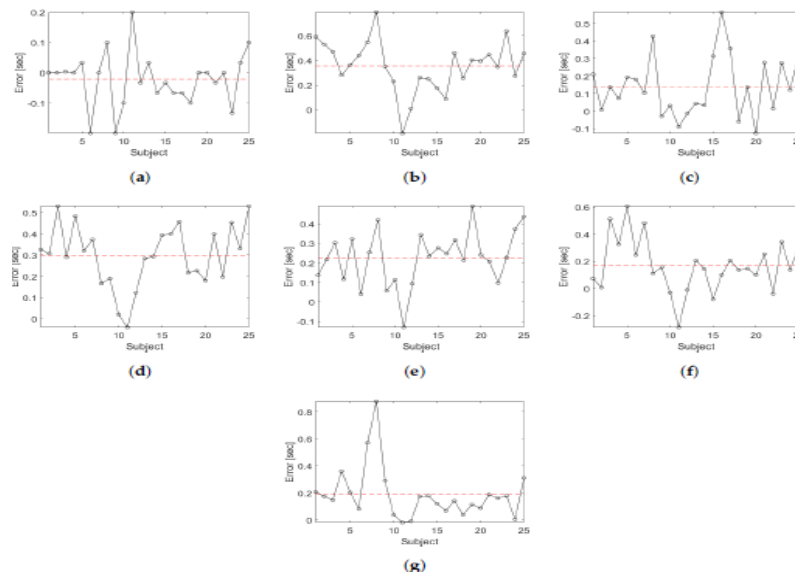


Figura 6. Error en los tiempos de segmentación para adultos mayores. Las líneas segmentadas corresponden al error medio. a) fin de levantarse / inicio de la primera caminata; (b) final de la primera caminata / inicio del giro de 3 m; (c) final del giro de 3 m / inicio de la segunda caminata; (d) final de la segunda caminata / inicio del giro de pre-sentado; (e) final del giro de pre-sentado; (f) inicio de sentarse; (g) final de la prueba.

4. Discusión

Este sistema permite realizar una segmentación del test TU & Go en distintas fases utilizando un solo sensor inercial en la espalda del sujeto. Además, es capaz de pesquisar todos los eventos del ciclo de la marcha, así como también sus variables espaciales y temporales. Esta tecnología demostró tener un alto nivel de correlación con respecto a la metodología utilizada normalmente en la práctica clínica. Además, demostró poder detectar cada uno de los eventos del test utilizando un solo sensor inercial, presentando baja variabilidad inter-sujetos. Una de las limitaciones que presentó el estudio es que se desconoce cómo se comportará el algoritmo de adquisición de datos en otras poblaciones, como por ejemplo con patologías neurológicas. (9)

5. Referencias

- (1) Sharif SI, Al-Harbi AB, Al-Shihabi AM, Al-Daour DS, Sharif RS. Falls in the elderly: assessment of prevalence and risk factors. *Pharmacy Practice* 2018 Jul-Sep;16(3):1206. doi: 10.18549/PharmPract.2018.03.1206]
- (2) Beghi E, Gervasoni E, Pupillo E, Bianchi E, Montesano A, Aprile I, Agostini M, Rovaris M, Cattaneo D & NEUROFALL Group. Prediction of Falls in Subjects Suffering from Parkinson Disease, Multiple Sclerosis, and Stroke. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* 2018; 99:641-51. <https://doi.org/10.1016/j.ampr.2017.10.009>
- (3) Park, S.H. Tools for assessing fall risk in the elderly: A systematic review and meta-analysis. *Aging Clin. Exp. Res.* 2018, 30, 1–16.
- (4) Zasadzka, E.; Borowicz, A.M.; Roszak, M.; Pawlaczyk, M. Assessment of the risk of falling with the use of timed up and go test in the elderly with lower extremity osteoarthritis. *Clin. Interv. Aging* 2015, 10, 1289.
- (5) Persson, C.U.; Danielsson, A.; Sunnerhagen, K.S.; Grimby-Ekman, A.; Hansson, P.O. Timed Up & Go as a measure for longitudinal change in mobility after stroke—Postural Stroke Study in Gothenburg (POSTGOT). *J. Neuroeng. Rehabil.* 2014, 11, 83.
- (6) Nguyen, H.; Lebel, K.; Boissy, P.; Bogard, S.; Goubault, E.; Duval, C. Auto detection and segmentation of daily living activities during a Timed Up and Go task in people with Parkinson's disease using multiple inertial sensors. *J. Neuroeng. Rehabil.* 2017, 14, 26.
- (7) Podsiadlo, D.; Richardson, S. The timed "Up & Go": A test of basic functional mobility for frail elderly persons. *J. Am. Geriatr. Soc.* 1991, 39, 142–148.
- (8) Barry, E.; Galvin, R.; Keogh, C.; Horgan, F.; Fahey, T. Is the Timed Up and Go test a useful predictor of risk of falls in community dwelling older adults: A systematic review and meta-analysis. *BMC Geriatr.* 2014, 14, 14.
- (9) Ortega-Bastidas P, Aqueveque P, Gómez B, Saavedra F & Cano-de-la-Cuerda R. Use of a single Wireless IMU for the segmentation and automatic Analysis of Activities Performed in the 3-m Timed up & Go Test. *Sensors* 2019, 19, 1647. doi:10.3390/s19071647

Detección de cambios de dirección durante la marcha a partir de sensores inerciales de movimiento

Pablo Vicente^a, Eduardo Iáñez^{1a}, Vicente Quiles^a, Mario Ortiz^a, José M. Azorín^a
^a Brain-Machine Interface Systems Lab, Universidad Miguel Hernández de Elche,
Avda. de la Universidad s/n, Ed. Innova, 03202, Elche, España

Resumen

En este trabajo se busca detectar el instante en el que un usuario cambia de dirección mientras camina. Se ha desarrollado un algoritmo para detectar, mediante sensores inerciales de movimiento (IMUs), cambios en las señales registradas, no sólo cuando el usuario gira, sino también la dirección. Se han obtenido resultados iniciales prometedores detectando todos los giros realizados y con gran precisión tanto a la derecha (96% acierto) como a la izquierda (90%). El objetivo a largo plazo es utilizar esta información para etiquetar adecuadamente señales cerebrales del usuario mientras camina para poder detectar con anticipación cuando éste va a cambiar de dirección. De esta forma podrán generarse comandos de control para controlar un exoesqueleto durante terapias de rehabilitación.

Palabras clave: sensores inerciales de movimiento, marcha, dirección, cosenos directores

1. Introducción

Una interfaz cerebro-máquina (o BMI, por sus siglas en inglés) permite procesar las señales cerebrales con el objetivo de permitir a un usuario comunicarse con algún dispositivo externo (Rodríguez-Ugarte, M. et al., 2017; Wodlinger, B. et al., 2014). Este dispositivo puede ser un exoesqueleto que permita el soporte y apoyo a pacientes que sufran algún tipo de discapacidad motora (Farris, R. J. et al., 2014; Mao, Y., et al., 2015). La combinación entre las BMI y los exoesqueletos en terapias de rehabilitación se está viendo incrementada y por ello se investiga cómo generar comandos de control adecuados para estos exoesqueletos a través de las señales cerebrales (Gutiérrez-Martínez, J. et al., 2013).

Se ha comprobado que puede analizarse la actividad cerebral mediante la caracterización de la señal electroencefalográfica (EEG) determinando las regiones cerebrales involucradas durante la actividad (Gwin, J. T. et al., 2010; Miyai, I. et al., 2001). Estas señales EEG pueden permitir a la BMI detectar de manera no invasiva la intención del usuario de variar la dirección y con ello controlar un exoesqueleto, permitiendo así tener un equipo de soporte a la rehabilitación óptimo (del Castillo, M^a D. et al., 2011).

En este trabajo tiene como objetivo futuro el determinar, a partir de las señales cerebrales y con anticipación, cuando el usuario va a cambiar de dirección mientras camina. Para ello es necesario un paso previo donde seamos capaces de detectar mediante sensores inerciales de movimiento (IMUs) el momento exacto del cambio de dirección. A partir de dicha detección podrán etiquetarse las señales cerebrales de forma adecuada para analizar los instantes previos al cambio de dirección y poder generar el pertinente comando de control. En este trabajo se presenta el análisis preliminar de la detección de dicho cambio de dirección mediante las IMUs.

2. Material y métodos

Para este estudio se ha empleado un equipo de 7 sensores inerciales de movimiento (IMUs) de la empresa Technaid. Cada uno dispone de acelerómetros, giroscopios y magnetómetros, todos ellos triaxiales, de manera que nos permiten orientarnos en el espacio euclídeo tridimensional (3D), además de su velocidad y aceleración, con una frecuencia de muestreo de 30 Hz. A partir de estos datos se puede obtener la Matriz de Cosenos Directores (MCD), la cual utilizaremos para determinar el giro. La disposición de las 7 IMUs sobre un usuario se puede ver en la Figura 1.

Cada usuario realiza la siguiente secuencia: el usuario comienza detenido; a continuación, comienza a caminar; tras unos pasos y cuando el usuario lo decida cambia de dirección unos 45° hacia la izquierda o hacia la derecha; y finalmente tras unos pasos el usuario se detiene. Este estudio se ha centrado únicamente en detectar el cambio

¹ eianez@umh.es, número de teléfono: (+34) 965 22 2271, bmi.umh.es

de dirección mientras el usuario caminaba. Esta secuencia se ha realizado 10 veces en cada registro, y cada día se han realizado un total de 8 registros. Esto hace un total de 80 giros, con alrededor del 50% en realizados en cada dirección.

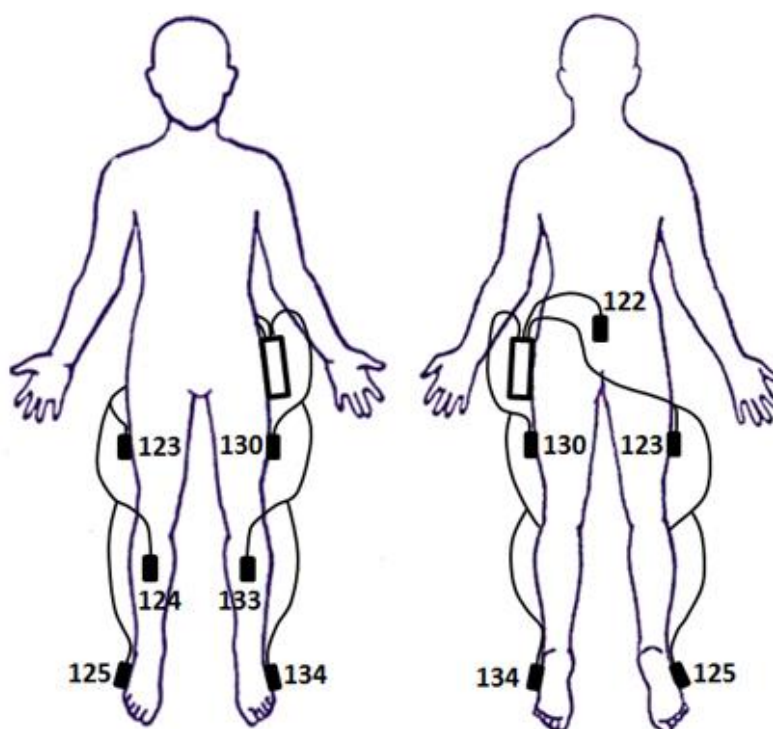


Figura 1. Se muestra la disposición de las IMUs, encontrándose una en la zona lumbar y 3 en cada pierna: una en el pie, una en la tibia y otra en el lateral del muslo.

El algoritmo diseñado se basa en utilizar la matriz de cosenos directores (MCD) de la IMU lumbar, de manera que obtenemos el ángulo respecto al vector director. Se ha considerado que al cambiar de dirección el ángulo variará bruscamente (unos 15-20 grados) tomando esta variación respecto a la posición inicial de la marcha. Para girar a la derecha el ángulo aumenta y para girar a la izquierda disminuye. Esta medida de 15-20 grados se ha tomado a partir de los datos recopilados, siendo menos que 45 grados (giro real) ya que se considera sobre un vector proporcionado por el fabricante de las IMUs. En la Figura 2 puede verse un ejemplo de las características analizadas y como se observa el cambio de las características en el momento de giro.

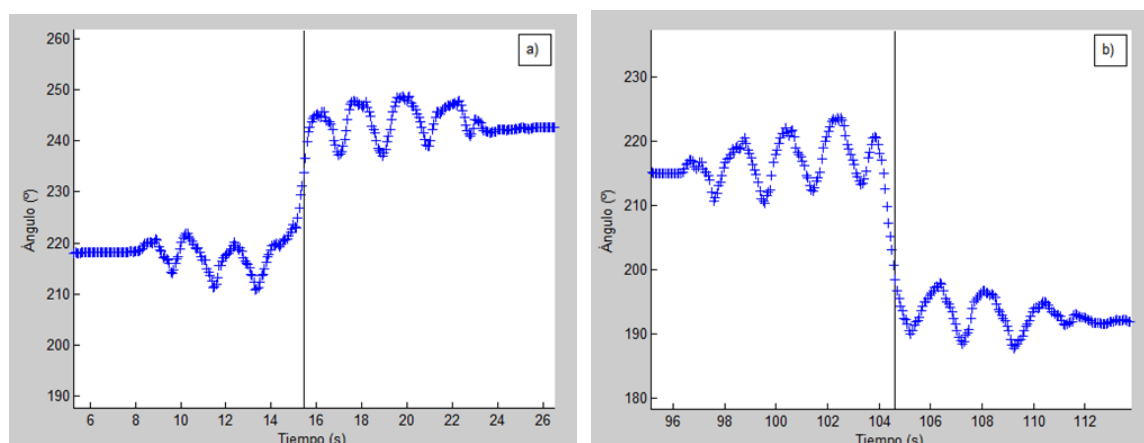


Figura 2. Se muestra en azul el ángulo obtenido de la IMU lumbar a lo largo del tiempo. La línea negra marca el momento de detección del giro. En la Figura 2a se detecta un giro a la derecha y en la Figura 2b se detecta un giro a la izquierda.

3. Resultados y conclusiones

Cuatro usuarios sanos han realizado las pruebas experimentales, todos ellos sin desórdenes neurológicos. Todos los usuarios fueron informados y firmaron el consentimiento de acuerdo a la declaración de Helsinki. Los experimentos fueron aprobados por el comité ético de la Universidad Miguel Hernández de Elche (España). Los usuarios 1 y 2 han realizado 2 sesiones mientras que los usuarios realizaron únicamente una sesión.

Los resultados pueden verse en la Tabla 1. Siendo el total de giros por sesión de 80 (y un 50% en giros a la izquierda y derecha), se muestran los porcentajes de acierto y fallo en las detecciones. Se muestran dos tipos de datos TP (true positive) y FP (false positive). TP hace referencia a los giros que han sido detectados a y FP a los giros que son detectados, pero no acierta el sentido de giro.

Como puede verse en los resultados la tasa de aciertos es muy elevada. El algoritmo es capaz de detectar todos los giros realizados, aunque puede verse un valor algo elevado en los FP de la sesión 1 del usuario 2. Por otro lado, si nos fijamos en los resultados en los que el algoritmo detecta también hacia donde ha sido el giro puede comprobarse también una gran tasa de acierto y sólo algunos casos en los que no se detecta hacia donde es el giro. Esto principalmente sucede en el usuario 2, y puede haber sido debido a un movimiento brusco previo al giro o a un mal etiquetado del ángulo inicial antes de iniciar la marcha.

4. Conclusiones y trabajos futuros

En este trabajo se ha desarrollado un algoritmo para detectar, a través de IMUs, cuando el usuario realiza un giro mientras camina y en qué dirección. El siguiente paso se centrará en mejorar el algoritmo dependiendo de la pierna dominante y poder determinar cuál es la que inicia el giro. A continuación, se evaluará el uso en tiempo real del algoritmo para poder conocer el instante de giro. Finalmente, se utilizará esta información en pruebas experimentales registrando simultáneamente las señales cerebrales del usuario y poder así etiquetar correctamente los instantes previos al cambio de dirección. De esta forma podrán analizarse las señales previas al giro y determinar, únicamente a partir de las señales EEG, hacia dónde quiere girar el usuario generando un comando para el control de un exoesqueleto durante una terapia de rehabilitación.

Tabla 1. Se muestran los resultados (%) para las sesiones realizadas por cada usuario. Tanto el porcentaje de giros detectados (TP) y de fallo (FP) para los giros totales y sin han sido hacia la izquierda o hacia la derecha.

Usuario	Sesión	Giros totales		Giros izquierda		Giros derecha	
		TP (%)	FP (%)	TP (%)	FP (%)	TP (%)	FP (%)
1	1	100,0	0,0	100,0	0,0	100,0	0,0
1	2	100,0	0,0	100,0	0,0	100,0	0,0
2	1	100,0	11,3	85,4	12,2	92,3	10,3
2	2	100,0	2,5	95,2	0,0	100,0	5,3
3	1	100,0	1,3	97,6	0,0	100,0	2,6
4	1	100,0	0,0	100,0	0,0	100,0	0,0
Media±DE		100,0±0,0	2,5±4,4	96,4±5,7	2,0±5,0	98,7±3,1	3,0±4,1

5. Agradecimientos

Esta investigación ha sido realizada en el marco del proyecto Walk - Control de exoesqueletos de miembro inferior mediante interfaces cerebro-máquina para asistir a personas con problemas de marcha (RTI2018-096677-B-I00), financiado por el Ministerio de Ciencia, Innovación y Universidades (MCIU), la Agencia Estatal de Investigación (AEI) y la Unión Europea a través del Fondo Europeo de Desarrollo Regional (FEDER).

6. Referencias

- del Castillo, M^a D., Serrano, J. I., Ibáñez, J., Barrios, I. J., (2011). Metodología para la creación de una interfaz cerebro-computador aplicada a la identificación de intención de movimiento, *Revista iberoamericana de automática e informática industrial (RIAI)*, ISSN-e 1697-7912, Vol. 8, N° 2, 2011, págs. 93-102.
- Farris, R. J., Quintero, H. A., Murray, S. A., Ha, K. H., Hartigan, C., & Goldfarb, M. (2014). A preliminary assessment of legged mobility provided by a lower limb exoskeleton for persons with paraplegia. *IEEE Transactions on neural systems & rehabilitation engineering*, 22(3), 482-490.
- Gutiérrez-Martínez, J., Cantillo-Negrete, J., Cariño, R. I., Elías, D., (2013). Sistemas de interfaz cerebro-computadora: una herramienta para apoyar la rehabilitación de pacientes con discapacidad motora, *Investigación en Discapacidad* 2013; 2 (2), pp. 62-69.
- Gwin, J. T., Gramann, K., Makeig, S., Ferris, D. P. (2010). Removal of movement artefact from high-density EEG recorded during walking & running. *J. Neurophysiol.* 103. 3526-3534.
- Mao, Y., Jin, X., Dutta, G. G., Scholz, J. P., & Agrawal, S. K. (2015). Human movement training with a cable driven ARm EXoskeleton (CAREX). *IEEE Transactions on Neural Systems & Rehabilitation Engineering*, 23(1), 84-92.
- Miyai, I., Tanabe, H. C., Sase, L., Eda, H., Oda, I., Konishi, I., et al. (2001). Cortical mapping of gait in humans: a near-infrared spectroscopic topography study. *Neuroimage* 14, 1186-1192.
- Rodríguez-Ugarte, M., Iáñez, E., Ortíz, M., & Azorín, J. M. (2017). Personalized offline & pseudo-online BCI models to detect pedaling intent. *Frontiers in neuroinformatics*, 11, 45.
- Wodlinger, B., Downey, J. E., Tyler-Kabara, E. C., Schwartz, A. B. Boninger, M. L., & Collinger, J. L. (2014). Ten-dimensional anthropomorphic arm control in a human brain-machine interface: difficulties, solutions, and limitations. *Journal of neural engineering*, 12(1), 016011.



16.

**INFORMÁTICA
SOCIAL**

Integration of a Social Robot in Physical Rehabilitation Assisted by Lokomat

Margarita Bautista^a, Andrea Garzón^b, Sergio Sierra^a, Marcela Múnera^a, Carlos A. Cifuentes^a

^a Department of Biomedical Engineering at the Colombian School of Engineering Julio Garavito, Bogota, Colombia, {laura.bautista-a, sergio.sierra}@mail.escuelaing.edu.co, {marcela.munera, carlos.cifuentes}@escuelaing.edu.co

^b High-tech Integral Rehabilitation Center, Mobility Group, Bogota, Colombia, andrea.garzon@urosario.edu.co

Abstract

There are several physical rehabilitation methods such as robotic rehabilitation with Lokomat that suggested as an important therapy for gait rehabilitation to improve the mobility in spinal cord injured and stroke patients.

The most issues of this approach are adherence to the programs and multiple task performed by the therapist during a session.

This study is focused on studying the effectiveness of the socially assistive robotics during gait training with Lokomat through monitoring of heart rate, spinal posture, spatiotemporal parameters and perceived exertion. As results of long-term study, two patients who suffered spinal cord injury have presented remarkable improvements not only in the motor and cognitive processes, but also emotional processes.

Key Words: *Human-Robot Interaction, Socially Assistive Robotics, Spinal Cord Injury, Stroke, Rehabilitation.*

1. Introduction

According to the World Health Organization, about 15% of the world's population, experience some form of disability, mostly caused by neurological disease such as stroke and spinal cord injury. These pathologies cause limitations in lower and upper limb motor abilities, causing loss of strength and an abnormal gait [1].

Currently, there are several physical rehabilitation methods such as conventional therapies and robotic rehabilitation. The robot assisted gait training can help to improve the physical rehabilitation, allowing to improve motor skills through relearning lost motor patterns [2]. Lokomat® (Hocoma, Switzerland) is a robotic orthosis for the gait rehabilitation. When it is combined with physiotherapy, it leads to further improvements in the mobility of spinal cord injured and stroke patients [2].

However, the most relevant issues in physical rehabilitation are adherence to the programs and multiple task performed by the therapist during a session. Low adherence to the treatment provokes negative effects on outcomes, and healthcare cost associated with depression, helplessness, poor social support, among others [3].

This work is focus on studying the effectiveness of the socially assistive robotics during gait training with Lokomat after suffering a neurological disease to maximize the probability of success of the intervention. In this study, the spinal postural are monitored providing a mechanism of feedback by means of a socially assistive robot (SAR).

2. Related Work

McCarthy et al. used SAR for enhancing therapeutic outcomes in pediatric healthcare through intervention a software developed that involves a socially robot assistant with the objective of accompanying, helping and assisting children with cerebral palsy in the process of intensive rehabilitation [4]. López et al. introduced a socially robot assistant to help in geriatric physiotherapy rehabilitation, the robot is introduced in order to take over one of the habitual roles of the physiotherapist: to exemplify the movements for the patients [5]. Another previous SAR research includes systems developed and tested for children with autism and multiple sclerosis patients [1]. Therefore, a SAR is a tool to cooperate with physiotherapist and to provide motivation and encouragement during the treatment without replace human care-givers.

In the same way, some studies concerning about new rehabilitation methods focuses on non-contact strategies, non- contact therapy constitutes the motivation for this work on integration of a social robot in physical

rehabilitation assisted by Lokomat. This work demonstrates improvements in the spinal posture in patients who suffered spinal cord injury and discuss the effects of the intervention of a social robot and possible factors that can be affected the performance of this work.

3. Materials and Methods

This work was developed in two stages: first, the human-robot interface design to monitor and provide feedback to the patient according to patient's performance in order to promote motivation and engagement, and second, the protocol carried out to initiate a long-term evaluation where SAR system helps the therapist to assist a patient in order to measure his performance during the session.

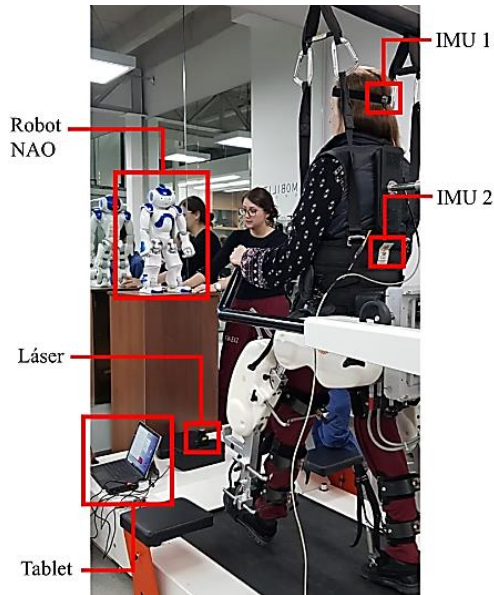


Figure 1. Integration of social robot in physical rehabilitation assisted by Lokomat in Mobility Rehabilitation Center.

3.1. Human- Robot Interface

As shown in the Figure 1, the proposed interface integrates: (1) a Heart Rate monitor sensor (Zephyr HxM, Medtronic) to monitor cardiac activity, (2) two Inertial Measurement Units (IMU) (BNO 055, Bosch) to estimate cervical and thoracic posture, (3) a laser scanner (Hokuyo URG-04LX-UG01, Hokuyo Automatic Co.) to estimate the spatiotemporal gait parameters; and (4) a NAO robot (SoftBank Robotics, Japan) to give feedback to the patient with verbal gestures according to on-line measurements. The proposed human- robot interface is based on a previous study developed in [1] [6] to acquired data in real-time.

3.2. Long- Term Study

A long-term study was designed with the purpose of evaluate the influence of social robot in physical rehabilitation with Lokomat. This was the purpose of a longitudinal study of repeated measures, this type of study allowed to study individual patterns of change or evolution over time.

In the long term study, the exclusion criteria was: patients with cognitive pathologies, degenerative diseases, aphasia, as well as hearing impairment. Where two patients, male subjects who suffered from spinal cord injury (SCI), active in Lokomat therapies were randomly chosen to do therapy assisted by social robot.

During 15 sessions of 30 minutes each, were measure the spinal posture, heart rate, spatiotemporal gait parameters and Borg Scale to rating perceived exertion., three non-consecutive observation sessions were focused on measure the process of change in an evolving context of this parameters.

4. Results

As a consequence of the spinal trauma resulting from fall from a great height, patients presented bad posture; according to the level and severity of the injury and its location on the spinal cord, the patients presented partial loss of sensory function, motor control legs, bowel and bladder control.

Taking into account the anatomical and physiological conditions of patients as shown in the Figure 2, the most notable tilt was observed on the sagittal plane; for them, due to impairment or loss of motor and sensory function



in the thoracic and lumbar segments of the spinal cord, the cervical posture is affected by the effort of patient for maintain a good posture and support the body weight. As effects of this compensation mechanism, as shown in the Figure 2, the patient require support on the parallel bars to maintain a good cervical posture; however, if the patient did not have support to performance the exercise, the cervical posture is affected due to the effort to be straighten.

Comparing spinal posture in pitch axis, the bad cervical posture is presented more frequently than the thoracic posture, due to the fore-mentioned and also, due to the instrumentation on the Lokomat, which has a support that restricts movements in all the lumbar and thoracic section.

Based on longitudinal study, the clinical trial began with one session test to establish a precedent about anatomical and physiological conditions. Following, six sessions will be useful to monitor the progress along the physical rehabilitation.

Figure 2. Patient who suffered spinal cord injury (SCI) during physical rehabilitation assisted by Lokomat in Mobility Group.

During physical rehabilitation assisted by Lokomat, patients are challenged beyond their individual capabilities. Speed and robotic support can be modified according to the target of the therapy like harmonize the gait pattern, strength and speed. Also, patients are motivated to reach their goals with various game-like exercises. Thus, modify the target during rehabilitation and using game-like exercises can be considerably affecting the posture spinal during the long term study.

With the purpose of analyze the data, the Mann- Whitney U test was helpful to found statistically significant differences between control sessions and intervention session per each patient. The general formulation is to assume that: under the null hypothesis H_0 , the distributions of both samples are equal; the alternative hypothesis H_1 is that the distribution are not equal.

As shown in the Figure 3 and supported by the results of the Mann- Whitney U test, patient 1 did not presented significant differences in cervical posture neither pitch or roll axis, it is denoted by asterisk in the Figure 3. However, patient 2 presented significant differences in both axis, in this case, the percentage of time of bad posture when the patient was intervention (orange bar) is less in comparison when the patient was not intervention (blue bar) by the social robot. According to the below graph, the spinal posture is better when the patient is intervened by the social robot.

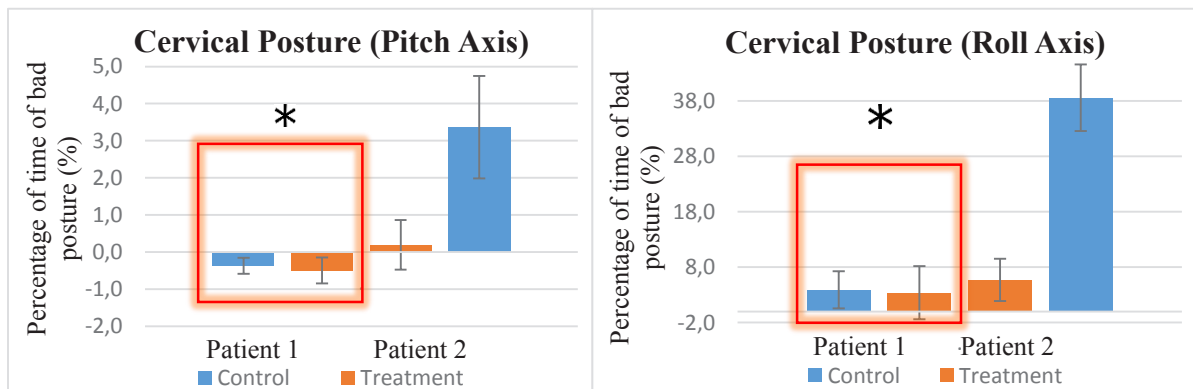


Figure 3. Mean values for cervical posture in pitch and roll axis in both patients who suffered spinal cord injury. Patient 1 belong to control group and patient 2 belong to treatment group.

In the same way, as shown in the Figure 4, the thoracic posture on both patients presented significant differences between control sessions and intervention session. Despite the possible factors as game-like exercises or

different targets during the rehabilitation process, the patients present better posture whenever assisted by the social robot (orange bar).

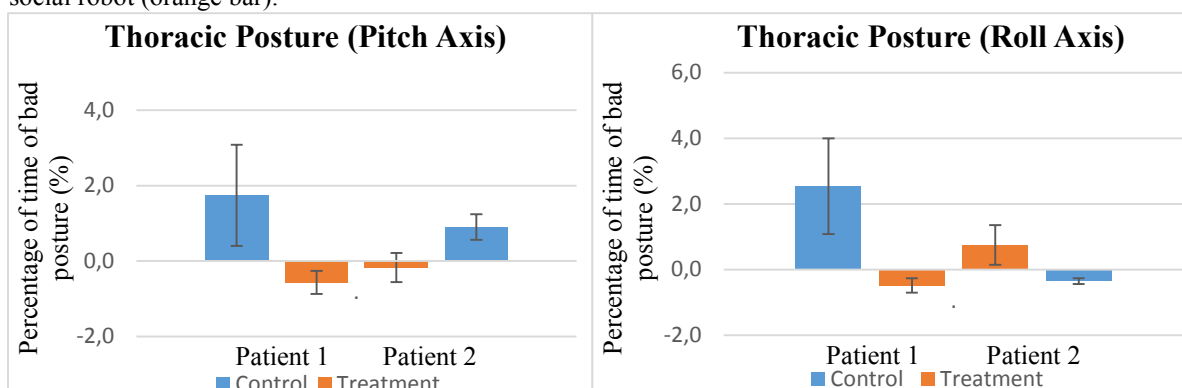


Figure 4. Mean values for thoracic posture in pitch and roll axis in both patients who suffered spinal cord injury. Patient 1 belong to control group and patient 2 belong to treatment group.

It is so important considered another possible factors that could be affected the performance of these sessions and the final results as errors in the set-up of the IMU's or the displacement of the IMU's due to the movement during the session.

Finally, the physical rehabilitation in patients who suffered SCI rehabilitation is a long process that requires patience and motivation of the patient and relatives. For this reason, the robot interacted assertively with the patient through phrases to improve posture, like: "Improve the position of your head", "Try to straighten up, put your back straight". Also to ask about perceived exertion: "How tired do you feel? Answer according to scale". The feedback given by a robot social allowed the interaction with the patient that showed a positive impact in aspects such as attention, motivation, as well as show evolution of postural behavior.

5. Conclusions

The usability of the system was comfy for the patient and did not affect the development of therapist neither the physical intervention or the therapist. On the other hand, it has been established that adding several stimuli to a specific task improves the results by promoting plasticity, both brain and spinal. Also, these results showed a positive impact in aspects such as attention, motivation, as well as show a good evolution of postural behavior. In the same way, the robot social accompanied assertively the therapy in cases when a bad spinal posture occurred, being an important tool to help to therapist to reduce the number of tasks performed.

6. Acknowledgment

This work was developed thanks to the support of the physiotherapy and administrative team at the Mobility Group Rehabilitation Center, the therapists who use Lokomat and thanks to support of the Biomechatronics Center who jointly allowed the development of this work in a clinical environment.

Referencias

- [1] Céspedes, N., Casas, J., Jaramillo, B., Gómez, C., Múnera, M., Cifuentes, C. Robot of Coaching during Gait Training with Lokomat: Preliminary Experiment with a Multiple Sclerosis Patient. 2017. International Conference on Human Robot Interaction.
- [2] Jezernik, S., Colombo, G., Keller, T., Frueh, H. and Morari, M. (2003), Robotic Orthosis Lokomat: A Rehabilitation and Research Tool. *Neuromodulation: Technology at the Neural Interface*, 6: 108-115. doi:10.1046/j.1525-1403.2003.03017.x.
- [3] Z. B. Moak and A. Agrawal, The association between perceived interpersonal social support and physical and mental health: Results from the national epidemiological survey on alcohol and related conditions, *J. Public Health*, vol. 32, pp. 191–201, 2010.
- [4] Mccarthy, Chris and Butchart, Jo and George, Michael and Kerr, Dee and Kingsley, Hugh and Scheinberg, Adam and Sterling, Leon. *Robots in Rehab: Towards socially assistive robots for paediatric rehabilitation*. 2015.
- [5] D. López Recio, L. Márquez Segura and A. Waern, "The NAO models for the elderly," *2013 8th ACM/IEEE International Conference on Human-Robot Interaction (HRI)*, Tokyo, 2013, pp. 187-188.
- [6] Marcela Munera, Alexandra Marroquin, Laura Jimenez, Juan S. Lara, Catalina Gomez, Sandra Rodriguez, Luis E. Rodriguez, and Carlos A. Cifuentes. 2017. Lokomat therapy in Colombia: Current state and cognitive aspects. 2017 (jul2017), 394–399. https://doi.org/10.1109/ICORR.2017.800927

Análisis de Unidades de Acción en Personas con Síndrome de Down para reconocimiento de emociones

Nancy Paredes^{1a,b}, Eduardo Caicedo Bravo^{2a}, Bladimir Bacca Cortes^{2a}
^a Universidad del Valle ; ^b Universidad de las Fuerzas Armadas ESPE

1. Resumen

El trabajo propuesto presenta el levantamiento y análisis de cuatro emociones de personas con Síndrome de Down (SD), disgusto, felicidad, tristeza y sorpresa, en función de sus expresiones faciales, tomando como referencia el Sistema de Código de Unidades Faciales, planteado por Paul Ekman, el cual se basa en el estudio universal de los movimientos de los músculos del rostro, conocidos como Unidades de Acción (AUs).

Para el presente estudio se levantó una base de datos de imágenes de personas con SD, tomadas de la web con acceso libre. La herramienta utilizada para realizar la obtención de características fue Open Face 2.0, la que dispone de código abierto para desarrollo de temas de investigación.

Se analizó la estadística de activación de 18 AUs a través de la función densidad de probabilidad (PDF) para obtener la aproximación teórica existente a través de la relación *Kullback Leibler Divergence* (KLD), tomando en cuenta que una emoción está formada por una o varias AUs. Fueron obtenidos histogramas de frecuencia relativa de la activación de cada AU y se realizó su evaluación estadística para determinar la PDF teórica a la que corresponde, lo que permite disponer una base de datos para el estudio de emociones de personas con SD en futuros trabajos que utilizan inteligencia computacional.

2. Introducción

Para que los seres humanos se desarrollen en cualquier actividad, necesitan comunicarse e interactuar con el mundo que los rodea, siendo las emociones un medio que permite establecer y mantener relaciones sociales.

El rostro es un importante canal de comunicación no verbal (Baltrusaitis, 2018), existen regiones muy significativas cuando se muestran emociones: la boca, las cejas y los ojos (Bettadapura, 2012). Las expresiones faciales revelan la intención, muestran afecto, expresan emoción y ayudan a regular los turnos durante la conversación (Ambady, 1992)(Ekman, 1982).

Al hablar de sistemas automáticos de reconocimiento de expresiones faciales, podemos mencionar las siguientes etapas: detección de cara, extracción de características, aprendizaje del sistema y clasificación de la expresión (Wu, Fu, Yang, 2012). En 1998 T. Kanade y H. Schneiderman desarrollaron un algoritmo de detección de objetos usando métodos estadísticos, que permitieron la detección del rostro, independientemente de su posición es decir podía estar de frente, hacia la izquierda o derecha, etc) (Schneiderman, Kanade, 2004). En el 2001 P. Viola y M. Jones desarrollaron un método que permite detectar objetos en tiempo real, basado en un algoritmo de aprendizaje en cascada (Viola, 2001). En la actualidad se está utilizando modelos parametrizados, que usan un conjunto de polígonos para formar una malla que se superpone a las caras y se adapta a ellas.

Paul Ekman y Wallace V. Friesen desarrollaron en 1978 el Sistema de Codificación de Acción Facial (FACS), una herramienta que permite la descripción objetiva de las expresiones faciales características para cada emoción (6 emociones básicas o también llamadas primarias: alegría, tristeza, miedo, disgusto, asco, sorpresa), pues cada una tiene un patrón de respuesta fisiológico específico y reconocido en todas las culturas y por todas las personas. Basado en la detección de cambios que se producen en el rostro con las acciones de los músculos faciales, a estas acciones se les denomina AUs (Ekman, 2006), y se definieron 46 AUs basados en estudios psicológicos. Dentro de FACS también se puede hablar de 5 niveles de intensidad para la emoción. Cada emoción está formada por una combinación de AUs.

3. Metodología

La información obtenida para realizar el levantamiento de imágenes de emociones de personas con SD, fue extraída de la web, tomando en cuenta que sean de libre acceso. Para el procesamiento de los datos con el objetivo de extraer características se utilizó la herramienta Open Face 2.0, capaz de detectar hitos faciales con precisión, reconocer unidades de acción facial, estimar la postura de la cabeza y la posición de la

¹Autor1@nancy.paredes@correounivalle.edu.co, teléfono: (593) 0984250154

mirada, esta herramienta trabaja con imágenes estáticas y videos, el cual incluye un modelo pre-entrenado de red neuronal convolucional basado en FaceNet (CE-CLM del inglés *Convolutional Experts Constrained Local Model*) (Baltrusaitis, 2018). Esto conduce a una precisión mejorada para la detección de marcas faciales.

La base de datos de personas con SD por emoción fue estructurada de la siguiente manera: 21 para disgusto; 119 para felicidad, 123 para neutral, 113 para sorpresa y 87 para tristeza, basados en el análisis de qué AUs se activan en cada emoción (Cohn, 2010) (Khan, 2013), (Li, 2013) (Capino, 2009) y (Almudema, 2016), cuyo detalle se muestra en la Tabla 1.

Tabla 1. AUs presentes por emoción

Publicación	Disgusto	Felicidad	Tristeza	Sorpresa
Lucey, 2010	23,24	12	1,4,6,15	1,2,5
Khan, 2013	4,5,24	12	1,7	1,2,5,26
Li, 2013	4,5,7,23,24	6,12,25	1,4,15,17	1,2,5,26
Capino, 2009	4,23,26	6,12	1,15	1,2,5,25

En la Tabla 1 se puede observar que existen AUs exclusivas para algunas emociones, distribuidas de la siguiente manera: felicidad (AU 12); tristeza (AU 15) y disgusto (AU 7 y 23).

Para cada AU se realizó un análisis estadístico a través de histogramas de frecuencia relativa de su activación por emoción. Finalmente se evaluó matemáticamente la ecuación PDF en relación a la variable aleatoria que tenga mayor aproximación con base a la relación de divergencia de KLD) que es una medida que entrega la similitud o diferencia de dos funciones de distribución entre dos poblaciones.

4. Análisis de Resultados

En esta sección se presentan los resultados obtenidos para cada emoción en relación a los histogramas normalizados de frecuencia relativa y su aproximación en relación de la función densidad de probabilidad más próxima a través de KLD, lo que aportará al diseño de un sistema de aprendizaje y reconocimiento automático que dispongan de información inicial del comportamiento de las AUs que conforman la emoción con las características obtenidas para personas con SD.

En la Tabla 2 se presentan los resultados de la estadística de la PDF de las AUs que se activan en felicidad, tristeza, disgusto y sorpresa, identificando en la mayoría de casos funciones PDF normal y exponencial, dadas por:

$$\text{Normal: } p_x(x) = \frac{1}{\sigma\sqrt{2\pi}} e^{-\frac{(x-\mu)^2}{2\sigma^2}} \quad (1)$$

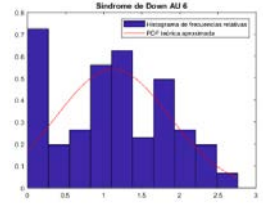
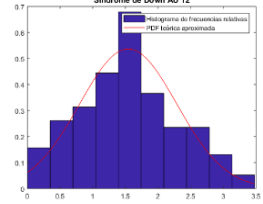
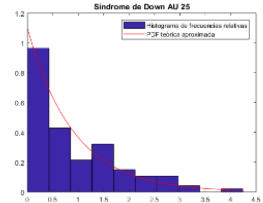
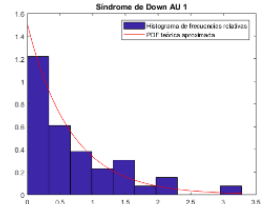
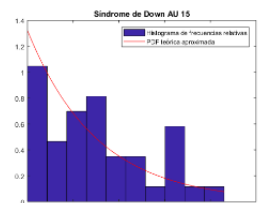
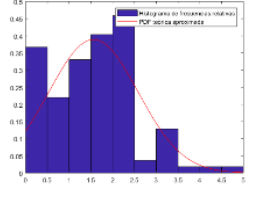
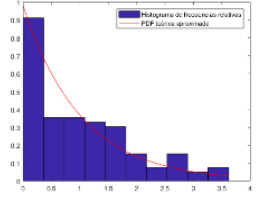
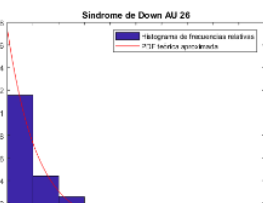
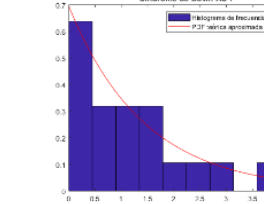
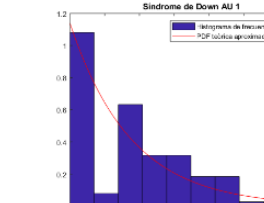
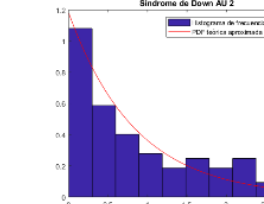
$$\text{Exponencial: } p_x(x) = \begin{cases} \alpha e^{-\alpha x}, & \text{para } \alpha \geq 0 \\ 0, & \text{en caso contrario} \end{cases}, \text{ con valor medio } \mu = \frac{1}{\alpha} \quad (2)$$

En felicidad se puede observar que la estadística más estable se presenta en el movimiento labial, tanto para la AU12 como para la AU25 tomando en cuenta que el valor de KLD para los dos casos es bajo, presentando una PDF normal y exponencial respectivamente, en el caso de tristeza las PDF tienen tendencia a una función exponencial presentando relevancia en cejas y labios a través de la AU1 y AU15. Para disgusto existe una gran representatividad en la AU7 (apretar párpados) a través de una exponencial y finalmente al estudiar sorpresa tiene una tendencia a exponencial basada en el movimiento de cejas, párpados, labios y mandíbula.

Los valores medios y desviaciones estándares obtenidos apoyarán para el desarrollo de técnicas de reconocimiento a través de sistemas computacionales. Un punto importante de acotar es que en los resultados presentados cuando el KLD es bajo la tendencia de la curva teórica es similar a los resultados prácticos obtenidos, siendo esto a ser analizado en futuras investigaciones.

¹Autor1@nancy.paredes@correounivalle.edu.co, teléfono: (593) 0984250154

Tabla 2. Estadística de AUs por emoción

PDF FELICIDAD	
 <p>Síndrome de Down AU 6</p>	<p>AU6 Levantamiento de mejillas</p> <p><i>Normal</i> $\mu=1,12$ $\sigma=0,74$</p> <p>KLD=0,8325</p>
 <p>Síndrome de Down AU 12</p>	<p>AU12 Tiramiento labial desde la esquina</p> <p><i>Normal</i> $\mu=1,54$ $\sigma=0,74$</p> <p>KLD=0,1565</p>
 <p>Síndrome de Down AU 25</p>	<p>AU25 Deslizamiento labial</p> <p><i>Exponencial</i> $\mu=0,91$</p> <p>KLD=0,1610</p>
PDF TRISTEZA	
 <p>Síndrome de Down AU 1</p>	<p>AU1 Levantamiento interior de la ceja</p> <p><i>Exponencial</i> $\mu=0,91$</p> <p>KLD=0,3665</p>
 <p>Síndrome de Down AU 15</p>	<p>AU15 Depresión labial esquinal</p> <p><i>Exponencial</i> $\mu=0,75$</p> <p>KLD=0,8669</p>
 <p>Síndrome de Down AU 5</p>	<p>AU5 Levantamiento de párpados superior</p> <p><i>Normal</i> $\mu=1,56$ $\sigma=1,02$</p> <p>KLD=0,3794</p>
 <p>Síndrome de Down AU 25</p>	<p>AU25 Deslizamiento labial</p> <p><i>Exponencial</i> $\mu=1,02$</p> <p>KLD=0,2388</p>
 <p>Síndrome de Down AU 26</p>	<p>AU26 Caída de mandíbula</p> <p><i>Exponencial</i> $\mu=0,57$</p> <p>KLD=0,1474</p>
PDF DISGUSTO	
 <p>Síndrome de Down AU 7</p>	<p>AU7 Apretar párpados</p> <p><i>Exponencial</i> $\mu=1,44$</p> <p>KLD=0,4492</p>
PDF SORPRESA	
 <p>Síndrome de Down AU 1</p>	<p>AU1 Levantamiento interior de la ceja</p> <p><i>Exponencial</i> $\mu=0,8773$</p> <p>KLD=0,8201</p>
 <p>Síndrome de Down AU 2</p>	<p>AU2 Levantamiento exterior de ceja</p> <p><i>Exponencial</i> $\mu=0,85$</p> <p>KLD=0,2968</p>

¹Autor1@nancy.paredes@correounivalle.edu.co, teléfono: (593) 0984250154

5. Conclusión

Este estudio constituye un primer paso para analizar las emociones de personas con Síndrome de Down basados en un sistema computacional automático, el cual permite identificar algunas AUs que se activan en cada una de las emociones estudiadas basados en las Unidades de Acción de personas de desarrollo típico (DT).

Otro punto importante es realizar una comparación de las AUs de personas de DT vs personas con SD a través de sistemas automáticos, pues en la literatura existen varios estudios desde el punto de vista psicológico, pero es importante apoyarse en herramientas computacionales objetivas que aporten en la cualquier área de desarrollo de las personas con SD.

6. Referencias

- G. Almudema, "Integración de algoritmos basados en Unidades de Acción en una herramienta de análisis de reconocimiento de emociones", Universidad Politécnica de Madrid, 2016
- V. Bettadapura, "Face Expression recognition and analysis: the state of the art", College of Computing, Georgia Institute Of Technology, 2012
- T. Wu, S. Du y G. yang, "Survey of the Facial Expression Recognition Research", Adv Brain Inspire Cognition System, pags: 392-402, 2012
- H. Schneirdeman y T. Kanade, "Object Detection Using the Statistics of Parts", International Journal of Computer Vision, Vol 56, pags: 151-177, 2004
- N.U. Khan, "A comparative analysis of Facial Expression Recognition Techniques", IMS Engineering College, IEEE International Advance Computing Conference (IACC), 2013 IEEE 3rd Int, pags. 1262-1268.
- T. Baltrusaitis, A. Zadeh, Y. Chong Lim2, L. Morency,"OpenFace 2.0: Facial Behavior Analysis Toolkit", Microsoft, Cambridge, United Kingdom, Carnegie Mellon University, Pittsburgh, United States of America, IEEE International Conference on Automatic Face & Gesture Recognition. 2018.
- N. Ambady and R. Rosenthal. Thin Slices of Expressive behavior as Predictors of Interpersonal Consequences : a Meta-Analysis. Psycho-logical Bulletin, 111(2):256-274, 1992.
- P. Ekman, W. V. Friesen, and P. Ellsworth. Emotion in the Human Face. Cambridge University Press, second edition, 1982.
- Williams, K. R., Wishart, J. G., Pitcairn, T. K., and Willis, D. S. (2005). Emotion Recognition by Children With Down Syndrome: Investigation of Specific Impairments and Error Patterns. American Journal on Mental Retardation, 110(5):378.
- Hippolyte, L., Barisnikov, K., Van der Linden, M., and Detraux, J. J. (2009). From facial emotional recognition abilities to emotional attribution: A study in Down syndrome. Research in Developmental Disabilities, 30(5):1007-1022.
- D. Capino, "Facial Action Coding System Inspired Tutorial", 2009. [Online]. Available: http://es.scribd.com/doc/18649644/Facial-Action-Coding-System_Khappucino-s-Tutorial
- P. Lucey, J.F. Cohn, T. Kanade, J. Saragih, Z. Ambadar, I. Matthews, and F. Ave, "The Extended Cohn-Kanade Dataset (CK +): a complete dataset for action unit and emotion-specified expression", IEEE Computer Society Conference on Computer Vision and Pattern Recognition Workshops, 2010, pag:94-101.
- P. Viola y M. Jones, "Rapid Object Detection using a boosted cascade of simple features", Proceedings of the 2001 IEEE Computer Society Conference on Computer Vision and Pattern Recognition, vol. 1, DOI: 10.1109/CVPR.2001.990517, 2001
- Y. Li, S. Wang, Y. Zhao, Q. Ji, "Simultaneous Facial Feature Tracking and Facial Expression Recognition", IEEE Transactions on Image Processing, vol. 22, No 7, pags: 2559-2573, DOI: 10.1109/TIP.2013.2253477, 2013

¹Autor1@nancy.paredes@correounivalle.edu.co, teléfono: (593) 0984250154

Automatic mapping of facial mocap data to a realistic signing avatar

Ackley Dias Will^{1a,b}, José Mario De Martino^a, Juliano Bezerra^a

^aSchool of Electrical and Computer Engineering/University of Campinas, Zip Code 13083-852, Campinas/SP, Brazil; ^bAdventist University of Sao Paulo, UNASP-HT, Brazil

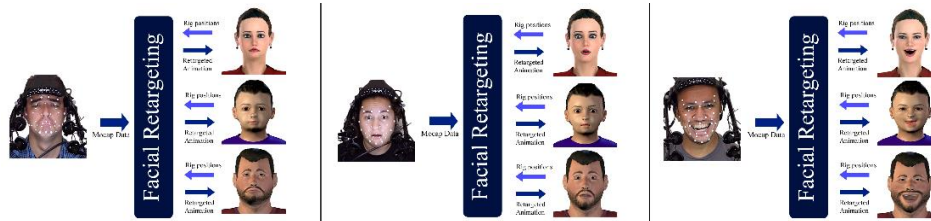


Figure 1. Overview of facial retargeting process

Abstract

Motion capture can be used to accelerate the process of facial animation for sign languages. However, transferring and adapting facial movements between motion capture from a human signer to a three-dimensional avatar may not be a trivial process, which is mainly due to the physical differences between the source and target faces. In addition, another problem usually solved manually by the animators is the alignment of the mocap data to the face of the avatar, which requires, besides changes in the proportions, rotations in the axes of the marker's layout. This article presents a facial retargeting methodology that adjusts the mocap data to the face of a signing avatar through adjustments in the shape and rotation of the mocap data layout as well as parametrization regarding the displacements of the markers in order to provide greater automation with less effort on the part of the animator.

Keywords: sign language, facial expressions, mocap, facial retargeting

1. Introduction

Sign languages are primarily produced by a sequence of grammatically structured handshapes and gestures (SHI ET AL., 2018). Videos of human signers are often used to make written material accessible to deaf people. However, pre-recorded videos have several disadvantages in terms of dynamism and parameter adjustment (KIPP, 2011). As an alternative to traditional video, three-dimensional signing avatars have been developed over the years to present written/spoken content translated into sign language. Despite the advantages of this type of assistive technology, there are still criticisms regarding the limitations of non-manual parameters in particular facial expressions in current signing avatars (MARISTELA ET AL., 2014).

For deaf people, facial expressions can convey not only emotional but also grammatical functions (STOLL ET AL., 2019). For instance, in Brazilian Sign Language (libras), facial expressions in conjunction with body motion are responsible for enacting syntactic constructs, such as interrogative, affirmative, negative and exclamative sentences (FERREIRA ET AL., 2011). Considering the importance of facial expressions in sign languages and the advantage of signing avatars, the development of a process to generate believable realistic facial expressions is paramount to improve the intelligibility of signing avatars. The objective of this article is to present an automatic facial expression retargeting methodology that maps facial expressions recorded by a motion capture system into a realistic signing avatar. Motion capture (mocap) is the process of recording the movement of objects or people.

2. Our Method

We are using the optical-passive mocap system, Vicon Cara, that employs retroreflective markers tracked by cameras to record the movement of points on the face (VICON, 2019). In our study, we captured facial expressions of Brazilian Sign Language. However, the methodology presented in the paper can be applied to other sign languages.

¹ackleywill@gmail.com

2.1. Markers and bones

In the study, we used the same layout for the mocap markers and the rigging setup of the virtual avatar's face, establishing a one-to-one association between markers and bones, so that each marker placed on signer's face is associated with one bone of the rigging setup, each bone is associated, with varying degrees of influence, with a set of vertices in the polygon mesh of the avatar's face.

2.2. Alignment of Mocap data

The main proposal of this work is to adjust and connect the layout of facial mocap markers to the face's bone setup of a realistic avatar so that the expressions reproduced can be semantically the same as those captured by the signer.

The problem of the size difference between the layout of markers and the bone setup can be solved either by the characteristic of the mocap capture and processing system or by the difference in the size between the face of the signer and the face of the avatar. Therefore, we compute the distance between points for each of the axes (x, y, z), both in the bone setup and the marker layout, and calculate the proportions between these distances ($prop_i = db_i/dm_i$, $i = x, y, z$). For the x axis we choose the points on the sides of the face near the ears, for the y axis the more internal point of the left eyebrow and the point under the chin on the left, and for the axis z the closest point to the right ear and the point on the right side of the nose.

The difference of rotations between the original position of the markers layout and the bone setup can be understood as different vector spaces. Our proposal to solve this problem is to determine a vector basis for the layout of markers (A) and a vector basis for the bone setup (B) and then by vector base change, move the markers to the vector space of the bone setup.

Initially, for the construction of the vector bases, in each layout, we determined two linearly independent vectors created by the positions of the pairs of points (u_A, u_B) and (u_C, u_D), in the neutral pose, to form two temporary vectors, one in the horizontal direction $v_{AB} = (u_B - u_A)$ and another in the vertical direction $v_{CD} = (u_D - u_C)$. Having possessed the two initial vectors in each layout, we performed the following steps:

Normalization of vectors v_{AV} e v_{CD} :

$$v = v/|v| \quad (1)$$

where:

$$|v| = \sqrt{x^2 + y^2 + z^2} \quad (2)$$

and x,y, and z are the coordinates of the vector v

Creation of vector v_Z perpendicular to vectors v_{CD} and v_{AB} :

$$v_Z = (v_{CD} \times v_{AB}) \quad (3)$$

Creation of the vector v_Y perpendicular to the vectors v_Z and v_{AB} :

$$v_Y = (v_Z \times v_{AB}) \quad (4)$$

Creation of vector v_X perpendicular to vector v_Y and v_Z :

$$v_X = (v_Y \times v_Z) \quad (5)$$

For each of layout, a vector base $\beta=[v_X, v_Y, v_Z]$ is created, where v_X, v_Y and v_Z are orthonormal vectors. Each point u_A of the vector base of the markers (A) is taken to the vector base of the bone setup (B) by applying the vector base transformation equation:

$$u_A = M u_B \quad (6)$$

where, M is a base change matrix given by:

$$M = B^{-1}A \quad (7)$$

After applying the vector base transformation process to all mocap data (markers positions in each frame), the markers layout will have its axes aligned to the bone setup of the avatar face.

2.3. Adjustments by region

In many cases the adjustment of the markers layout to shape and aspect ratio of the face (bone setup) are enough for the adequacy and reproduction of facial expressions. However, there may still be a difference between the proportions of some facial regions between the face of the actor and that of the avatar.

We assume that the amplitude of the movements made possible by a particular facial region is related to the size of the region measured in a given direction. For example, the greater the width of the mouth, the greater the displacement of the mouth in all directions, such as lips protrusion or open smile. In our approach, the most distant bones that compose a given region are automatically chosen, and then the proportion of the distance between these bones and the markers corresponding to these bones is calculated. The proportional value found is multiplied to the displacement data of all markers that compose the facial region in all capture frames. The facial regions that we selected for the application of the adjustments are: Mouth, eyes (right and left), cheeks (right and left), eyebrows (right and left) and jaw.

2.4. Smoothing

The three-dimensional trajectories of the markers acquired by motion capture frequently are contaminated by noise. The noise appear visually in the form of oscillations and are easily detectable as unnatural movements. To solve this problem, we propose the application of the smoothing algorithm "triangular smooth" as described in O'Haver (2018) to act as a low-pass filter, reducing the noises with high-frequency. This filter replaces the displacement value of the markers by the weighted average with its neighbors within a configurable width (of odd value), according to the equation below.

$$S_j = \frac{\sum_{i=-\frac{m-1}{2}}^{\frac{m-1}{2}} \left[\binom{m+1}{2} - |i| \right] d_{j+i}}{\binom{m+1}{2}^2} \quad (8)$$

where, S_j is the smoothed displacement value at frame j , m the width of the window, d_{j+i} the original displacement value at frame $j + i$.

3. Results

To show the automatic alignment and proportional adjustments of mocap data according to the bone setup, we perform rotation and scale transformations on the avatar's head and applied our approach to generated marker layouts with different adjustments (Figure 2). The tests indicates the approach can cope with different head geometries. Moreover, we also recorded three actors with different facial proportions and applied the mocap data using our approach to three avatars with different facial proportions. Figure 1 illustrates the results.



Figure 2. Examples of the automatic alignment and format adjustment proposed

These experiments made evident the ability to automatically map mocap data according to bone setup. It is important to remember that the layout shown in Figure 2 is relative to the position of the markers in the

neutral pose. However, the proportional adjustments shown in the figure are applied to the markers in all frames of the animation in order to also adjust the reproduction of the facial expressions.

In Figure 3 we present a sequence of libras facial expressions applied to a realistic avatar in conjunction with the manual movement.



Figure 3. Libras facial expressions applied to a realistic signing avatar

4. Discussions and conclusions

Our approach of facial retargeting of mocap data to realistic signing avatar seeks to transfer the movements performed by a human signer to a realistic avatar. Special consideration has been made to the necessary adjustments in the capture data regarding the physical difference between the face of the human signer and the face of the avatar. Our method initially focused on aligning the axes between the layout of the mocap data and the avatar's bone setup. Shape adjustments are then calculated and applied in the mocap data by the proportional comparison between the marker layout and the bone setup. We also consider the possibility of the existence of variance in the size of the facial regions between the avatar and the avatar even with the adjusted face format. Therefore, parametrizations were performed by facial region considering the local calculated proportions. Finally, the mocap data are smoothed to ease the oscillations often observed. This was done by applying a low-pass filter. Methodologies are being developed to evaluate the quality of facial expressions and animation through the application of our approach.

5. References

- B. Shi et al., American Sign Language Fingerspelling Recognition in the Wild. 2018 IEEE Spoken Language Technology Workshop (SLT), Athens, Greece, 2018, pp. 145-152.
- Kipp M., Heloir A., Nguyen Q. (2011) Sign Language Avatars: Animation and Comprehensibility. In: Vilhjálms H.H., Kopp S., Marsella S., Thórisson K.R. (eds) Intelligent Virtual Agents. IVA 2011. Lecture Notes in Computer Science, vol 6895. Springer, Berlin, Heidelberg
- Maristela, C. V. et al. Análise de expressões não-manuais em avatares tradutores de língua portuguesa para libras. Nuevas Ideas en Informática Educativa TISE 2014, 2014.
- Chloé Stoll, Helen Rodger, Junpeng Lao, Anne-Raphaëlle Richoz, Olivier Pascalis, Matthew Dye, Roberto Caldara, Quantifying Facial Expression Intensity and Signal Use in Deaf Signers, The Journal of Deaf Studies and Deaf Education, 2019.
- Ferreira, A. L. Et Al. Aprendendo Libras. 2011. Available online: http://bibliotecadigital.sedis.ufrn.br/pdf/TICS/Livro_MOD2_LIBRAS_Z_WEB.pdf. (accessed on 06 June 2019).
- O'Haver, T. A Pragmatic Introduction to Signal Processing with Applications in Scientific Measurement. Available online: <http://terpconnect.umd.edu/~toh/spectrum/index.html> (accessed on 09 September 2019).
- Vicon Cara. <https://www.vicon.com/software/caralive/> (accessed on 10 September 2019).

17.

LA TECNOLOGÍA QUE NOS TRANSFORMA

Ponencias no disponibles en este compilado



18.

**DISPOSITIVOS
DE ASISTENCIA
Y COMPOSICIÓN
FUNCIONAL**

Diseño e Impresión 3D de Productos de Apoyo para Terapia Ocupacional

Juan A. Beret^{1a}, Melina B. Zapata^a, Fátima L. Caraballo^b, Natalia B. Suárez^a, Mathias Rosas^a, Felipe Gorla^a, Leonardo Nicola Siri^a

^a Universidad Tecnológica, Instituto Tecnológico Regional Suroeste, Uruguay.

^b Teleton, Uruguay.

Resumen

El objetivo general de este trabajo es el diseño, optimización e impresión de piezas utilizadas en tratamientos de rehabilitación en el marco de la terapia ocupacional. La incorporación de la tecnología de impresión en 3 dimensiones (3D) ha sido el disparador para el encuentro entre terapistas ocupacionales de la clínica de Teletón, sede Fray Bentos, con estudiantes y docentes de la Universidad Tecnológica del Uruguay, Instituto Tecnológico Regional Sur Oeste. El propósito de este encuentro es el reemplazo paulatino de piezas de manufactura artesanal, que se utilizan regularmente en los tratamientos, por piezas impresas. Éstas tienen como ventaja la sencilla modificación de tamaños, formas y funcionalidades para adaptarlas a las necesidades puntuales de los niños y jóvenes que asisten al centro de Teletón. Además, el acabado de las piezas es más prolijo, dando una estética que favorece la aceptación para el uso e incorporación a la vida cotidiana.

Palabras clave: Productos de Apoyo, Impresión 3D, Terapia Ocupacional

1. Introducción y objetivos

La misión de la Fundación Teletón es la habilitación y rehabilitación de niños y adolescentes con alteraciones neuro-músculo-esqueléticas, entre 0 y 18 años de edad, empleando los más avanzados conocimientos científicos y tecnología de punta para que alcancen su nivel funcional máximo desde el punto de vista físico, mental y social a fin de mejorar su calidad de vida y su inclusión en la sociedad (1). En el área Terapia Ocupacional, cuyo objeto es favorecer la máxima recuperación de la independencia en las actividades de la vida diaria, se considera el nivel de desarrollo motriz y los distintos contextos en los que los pacientes se desempeñan e interactúan. En algunos casos, la inclusión o independencia no se consiguen mediante entrenamiento y es aquí donde cobran gran relevancia los productos de apoyo. Estos productos están relacionados a la intervención de la terapia ocupacional, en referencia a una atención personalizada y adaptada a las necesidades del usuario, tomando el proceso asistencial como un todo: valoración, asesoramiento, entrenamiento, adaptación y seguimiento (2).

En un principio en la fundación estos productos de apoyo se realizaban con materiales poliméricos como termoplásticos, telgopor, espuma de polietileno, etilvinilacetato (goma eva), entre otros, logrando productos frágiles, escasamente durables y con terminaciones poco estéticas. Actualmente existe un convenio entre Teletón y UTEC para realizar estos productos mediante impresión 3D, aprovechando el aporte que la bioingeniería pueda hacer para el perfeccionamiento y personalización de los productos de apoyo.

Esta personalización de los productos se logra por un trabajo sinérgico entre Ingeniería Biomédica y el área de Terapia Ocupacional, articulando las necesidades funcionales con el diseño. Es importante destacar que el diseño y desarrollo se deben realizar de manera individual para que los niños y jóvenes puedan contar con el producto que se adapte a sus necesidades para una etapa puntual de su desarrollo personal.

Al reemplazar la forma de producción, logramos reducir la cantidad de elementos devueltos por quiebres y deformaciones, ya que se emplean materiales más resistentes. También la impresión 3D repercute en abaratamiento de costos y disminuye los tiempos de producción. Además, la digitalización de la cartera de productos permite variar el modelo acorde a las necesidades del momento.

¹ juan.beret@utec.edu.uy, número de teléfono: (+54) 343 156 114201

El objetivo principal de este trabajo fue reemplazar productos de apoyo de manufactura casera para el manejo de útiles escolares por equivalentes optimizados e impresos en 3D.

2. Materiales y Métodos

Un equipo multidisciplinario lleva adelante este trabajo, contando con: *bioingenieros, terapeuta ocupacional, ingeniero civil, tecnólogo en mecatrónica* y estudiantes de la carrera *tecnólogo en ingeniería biomédica*.

Para diseñar las piezas se utilizaron los software *Autocad e Inventor (3)*, basándose en el diseño desarrollado por Teletón.

Los modelos de impresoras empleados fueron *Ultimaker 3 (4)* y *Anet A8*, las cuales utilizan tecnología de depósito de material fundido (FDM), con cabezales de 0,4 mm, altura de capa de 0,2 mm, grosor de la pared externa de 1,2 mm y relleno de 20% (5).

Los plásticos que se utilizan son ácido poliláctico (PLA) para pruebas y acrilonitrilo butadieno estireno (ABS) para prototipos funcionales y dispositivos finales, utilizando filamentos de la marca *eSUN (5)*.

3. Resultados

Como fue inicialmente planteado, se buscó el diseño e impresión de productos para adaptar elementos escolares. En la Figura 1(a) se muestra un ejemplo de producto de apoyo manufacturado para la sujeción de un lápiz o pincel, en la Figura 1(b) el diseño en 3D del producto pensado para suplir el que se usaba en aquel momento y en la Figura 1(c) el producto ya impreso siendo utilizado por un niño en la clínica de Teletón.

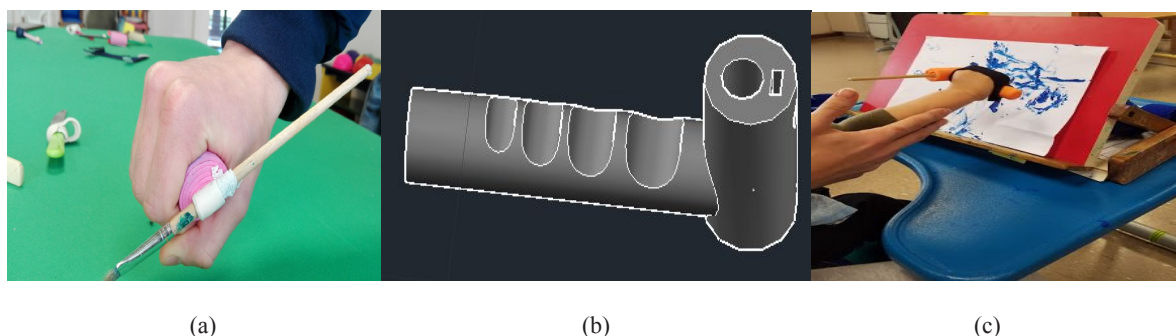


Figura 1. (a) Producto de apoyo manufacturado.(b) Diseño del producto en software. (c) Producto de apoyo impreso en 3D siendo utilizado por un niño en su tratamiento en la clínica de Teletón.

En la Figura 2, vemos otros productos de apoyo que tienen por finalidad facilitar el agarre de útiles como lápices y pinceles.

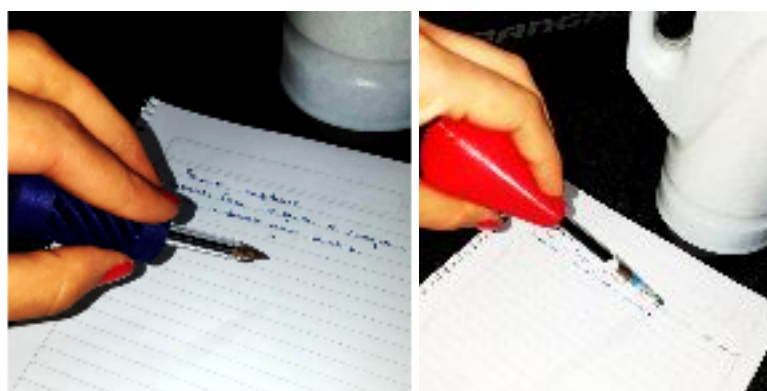


Figura 2. Vemos dos tipos más de agarres que facilitan el uso de útiles escolares como lápices y pinceles.

4. Trabajos Futuros

Se planea utilizar una trituradora y extrusora para reciclar desechos plásticos y convertirlos en filamentos para posteriormente imprimir en 3D nuevos productos. Esto estará precedido por ensayos de tracción, compresión, corte y flexión de distintos materiales reciclables. Esto permitirá conocer en detalle sus propiedades y clasificarlos como reutilizables o no para impresión 3D.

A su vez esta misma lógica se aplicará a productos de apoyo impresos en 3D que caigan en desuso por ya no cumplir con sus objetivos y se intentará recuperar y reutilizar su material.

5. Referencias

- 1 - Misión de la Fundación Teletón. Disponible en <https://www.teleton.org.uy/mision-y-vision-2/>. Visto en Septiembre de 2019.
- 2 - Olivera, C., Salvador, R. y Elorduy, T. (Año 2015). Rehabilitación Domiciliaria: Principios, indicaciones y programas terapéuticos. 2da edición - Capítulo 6: Actividades de la vida diaria. Productos de apoyo.
- 3- Características del software de Diseño Inventor disponibles en: <https://latinoamerica.autodesk.com/products/inventor/features>. Visto en Septiembre de 2019.
- 4 - Ultimaker 3, Manual de instalación y uso. 2017
- 5- Bordignon, F.; Iglesias, A.; Hahn, A. *Diseño e Impresión de Objetos 3D. Una guía de apoyo a escuelas*. Capítulo 2. UNIPE: Editorial Universitaria. 2018.

Dispositivo de asistencia para el freezing de la marcha en pacientes con Parkinson

S. Antonelli^{1a}, D. Piccinini^a, H. Rodríguez^a, M.L. Contartese^b, J. Casen^b, F. Piedimonte^b, S. Ponce^a y Natalia López^{a,c}

^aUniversidad Tecnológica Nacional, F. R. San Nicolás. GADIB, San Nicolás, Argentina,

^bFundación CENIT, Buenos Aires, Argentina;

^cUniversidad Nacional de San Juan, GATEME, CONICET, San Juan, Argentina;

Resumen

Freezing de la marcha (FOG, por sus siglas en inglés) es un trastorno motor que se presenta en pacientes con enfermedad de Parkinson y se caracteriza por episodios repentinos en los que el paciente no puede dar un paso y realizar una marcha normal. Esto causa un riesgo significativo de caída y las consecuencias a menudo son graves para la salud e independencia de la persona. El presente proyecto propone un dispositivo de asistencia para ayudar a los pacientes con FOG, utilizando estimulación visual, táctil y auditiva. El dispositivo se coloca sobre el pie del paciente y está controlado por una aplicación en un teléfono celular. Este enfoque preliminar está destinado a obtener datos de ensayos clínicos y desarrollar el dispositivo final de acuerdo con estos resultados, con una estrategia de control respaldada por evidencia clínica.

Palabras clave: Freezing en la marcha, Parkinson, dispositivo de asistencia.

1. Introducción.

La enfermedad de Parkinson (EP) consiste en un trastorno neurodegenerativo que afecta la movilidad del paciente, lo que puede provocar alteraciones motoras como temblor, bradicinesia, inestabilidad postural, congelación de la marcha y rigidez. La EP no tiene cura, pero existen tratamientos para reducir la velocidad de desarrollo y controlar los síntomas y los efectos secundarios mediante medicación y alternativas quirúrgicas o de estimulación cerebral profunda (DBS, por sus siglas en inglés). FOG es una afección que puede ocurrir incluso con la terapia con medicamentos o DBS, en la que los pacientes experimentan la sensación de permanecer rígidos o no avanzar, lo que se intensifica ante obstáculos, curvas, entre otros. Se ha comprobado científicamente, que los pacientes en situación de FOG responden mediante estímulos externos, y algunos de ellos son recursos improvisados por el paciente, como golpear las piernas, artilujos en la marcha, etc. En este trabajo, se ha desarrollado un dispositivo capaz de disminuir los síntomas de FOG a través de la estimulación visual, táctil (vibración) y auditiva a través un dispositivo portable controlado por una aplicación de Smartphone, como ensayo preliminar que permita determinar las estrategias de detección de FOG y control basados en las evidencias en ensayos clínicos. Este trabajo se realizó bajo supervisión médica, con especialistas neurólogos de la Fundación CENIT.

2. Materiales y métodos.

El dispositivo se debe acoplar a uno de los zapatos del paciente y está compuesto por un circuito de control electrónico mediante un microcontrolador Arduino Nano para encender y apagar el láser (láser LED rojo), un motor vibrador de celulares que se adhiere a la pierna posterior del paciente y un transductor electroacústico que produce un sonido o zumbido (zumbador o buzzer). La alimentación del circuito se realiza a través de una batería de 9V y además tiene un módulo de comunicación HC05 que permite la conexión con un teléfono inteligente.

Una aplicación móvil es la interfaz de control que le permite elegir el tipo de estímulo (visual, táctil y / o auditivo), así como controlar la frecuencia con la que el zumbador emite un sonido estimulante, que puede variar en un rango de 4 veces por segundo a 1 vez cada 3 segundos. El mismo patrón de frecuencia variable se implementó en el vibrador táctil, regulando la intensidad a un umbral que es percibido por todos los usuarios.

¹ santonelli@frsn.utn.edu.ar, número de teléfono: (+54) 3407441689.

En la Figura 1, se puede observar el dibujo del dispositivo instalado en el calzado y la pantalla de control de la aplicación móvil implementada.

En conjunto con el equipo médico se diseñó un protocolo de prueba para valorar la utilidad del dispositivo con los estímulos posibles en una muestra de 8 pacientes. Todos los pacientes fueron reclutados por sus médicos y aprobaron el consentimiento informado.

Los pacientes fueron instruidos a completar un circuito establecido con y sin medicación, alternando el uso de los estímulos en forma individual, en pares y en conjunto. Se configuró un kit de 4 cámaras HD para registrar y medir el tiempo de ejecución en el circuito, que se puede observar en la Figura 2. Se realizaron cuatro sesiones idénticas, en cuatro semanas consecutivas, para evaluar la adaptación al dispositivo.



Figura 1. Dispositivo y aplicación.

3. Resultados.

El dispositivo desarrollado resulta portable, cómodo para los usuarios y para su colocación. La programación a través del teléfono es amigable y está aprobada tanto por el personal médico como por los pacientes y cuidadores. Esta interfaz de usuario es de vital importancia en esta etapa de validación y prueba, para programar sesiones y controlar las variables del dispositivo.

La evaluación cualitativa durante las 4 sesiones muestra una mejora en la marcha y una reacción al estímulo que reduce los intervalos de congelación. En una apreciación general, todos los voluntarios podrían recuperarse de la etapa FOG de una manera rápida y eficaz. El análisis de los videos y la sincronización muestra que la mejor configuración experimental se obtuvo con el sonido y el láser encendidos. En el análisis comparativo entre sesiones se pudo verificar que el tiempo para completar el circuito sin la levodopa y el estímulo asistido fue igual al tiempo para completar el circuito bajo influencia de la medicación con levodopa. Este hallazgo es de gran importancia para mitigar los síntomas en los intervalos entre medicamentos, en los que se continuará experimentando en una muestra más grande de pacientes.



Figura 2. Kit de 4 cámaras HD que muestran el tiempo de partida y llegada de los pacientes.

4. Conclusiones.

El dispositivo es de bajo costo y fácil de usar, y constituye una ayuda simple y efectiva para las personas con FOG. Actualmente, el dispositivo se ensayó en entornos estructurados (laboratorio y consultorio médico). Son necesarias más pruebas con un mayor número de pacientes para extender conclusiones y desarrollar un control automatizado basado en estas conclusiones. Un resultado interesante encontrado es que la cadencia en la marcha varía con la frecuencia del estímulo auditivo, una hipótesis actual que se está verificando con un nuevo protocolo experimental.

Tiflotecnología: Presente y Futuro

Graffigna Juan Pablo^{1a}

^aGabiente de Tecnología Médica, Facultad de Ingeniería,
Universidad Nacional de San Juan, Argentina.

Resumen

La Tiflotecnología comprende la tecnología de asistencia aplicada personas con discapacidad visual. El tipo de tecnología empleada dependerá de diversos factores, que incluyen las capacidades de las personas, el tipo de actividad y las características del entorno. En este trabajo se describen las principales problemáticas de las personas ciegas y las soluciones tecnológicas disponibles hoy día, clasificándolas por su utilización y por el estado de desarrollo. En las diversas soluciones aparece el uso de los smartphones como un factor dominante que ha impactado en todas las actividades. De un modo descriptivo se pretenden presentar las diversas herramientas y su posible aplicación en el entorno iberoamericano con diferentes realidades socioeconómicas.

Palabras clave: tecnología de asistencia, discapacidad visual, revisión

1. Tecnología de Asistencia

La tecnología de asistencia (TA) facilita a un individuo realizar una actividad cotidiana, resolviendo necesidades funcionales [Cook, 2013]. Al realizar un análisis partiendo del uso de las tecnologías de asistencia, hay que diferenciar entre las soluciones que requieren que el usuario adquiera destreza en su aplicación (manejo de una silla de ruedas) de aquellas que se utilizan en forma inmediata e independiente de la habilidad del mismo (anteojos). Un mismo dispositivo puede funcionar de uno u otro modo de acuerdo al modo de uso y su adaptación a un individuo en particular.

Haciendo un estudio del rango de actividades que se pueden realizar con los dispositivos de asistencia, se pueden clasificar en generales o específicos. Los primeros abarcan una gran cantidad de actividades (bastón), mientras que los específicos están diseñados como ayuda para una actividad puntual (rótulos braille).

Existe una amplia gama de tecnologías, partiendo de productos comerciales para público en general, comerciales para personas con discapacidad, dispositivos comerciales modificados y tecnología hecha a medida. Es importante al momento de buscar tecnología comenzar en el orden precitado, debido a que los primeros tienen mejor soporte, están constructivamente optimizados y su costo varía sustancialmente. Generalmente los primeros están basados en el concepto de Diseño Universal [Estrada, 2017].

La TA tiene como objetivo central facilitar la realización de una **actividad** a una **persona** con discapacidad sobre un **contexto** particular. Por lo tanto, los profesionales que trabajan en TA deben recomendar la ayuda técnica más conveniente en función de las necesidades y capacidades de la persona para cumplir funciones determinadas en un entorno específico. Es decir que la TA no se centra en solucionar la discapacidad sino en lograr los resultados funcionales buscados por la persona.

Dentro de los dispositivos y sistemas de ayuda pueden definirse cuatro bloques generales. La conexión con la persona se hace a través de una **interfaz persona/tecnología** la cual permite transferir información y acciones entre ambos componentes. La acción funcional del sistema se realiza mediante una **salida hacia la actividad**. Entre estos bloques se encuentra el **procesador** el cual traduce las órdenes recibidas desde el individuo en acciones que controlan la salida a la actividad. Algunos dispositivos (ej. Tecnologías para discapacidades sensoriales) deben ser capaces de obtener información del entorno a través de una interfaz. Los datos captados por esta **interfaz de entorno** son enviados al procesador que se ocupa del acondicionamiento y transferencia hacia la interfaz persona/tecnología. Todos los bloques funcionan juntos para garantizar la realización de las tareas que componen una actividad. Las características específicas de cada uno dependen de las necesidades y destrezas de la persona junto con los objetivos determinados por la actividad.

2. Tiflotecnología

Para poder describir la tecnología de asistencia aplicada a personas con dificultades visuales o Tiflotecnología es importante caracterizar dicha discapacidad que influencia su uso. En tal sentido se debe discriminar la discapacidad visual en dos grupos: Personas con baja visión y Personas Ciegas.

¹ jgraffig@gateme.unsj.edu.ar, <http://dea.unsj.edu.ar>

Cuando un individuo tiene una discapacidad sensorial, las tecnologías de asistencia pueden proveer la ayuda necesaria para el acceso a la información. Una persona que tiene dificultades con los sentidos o la percepción necesitará ayudas sensoriales. Para ello se debe realizar una adecuada valoración de la discapacidad, para analizar la función residual y evaluar si los dispositivos aumentativos pueden ser útiles (Ej. un magnificador de textos). Por otro lado, si la capacidad residual es insuficiente se deben utilizar vías sensoriales alternativas (Ej. Dispositivos de lectura Braille). En el caso de las personas con discapacidad visual es importante analizar la función visual para poder analizar qué tecnología es la más adecuada en función de sus capacidades. En el caso que la vista no pueda usarse como interfaz con la tecnología, se deben analizar las funciones auditivas y táctiles como caminos alternativos.

En el caso de las personas ciegas, generalmente se plantean soluciones en tecnologías de asistencia que involucran el concepto de sustitución sensorial. El mismo consiste en recibir información que normalmente es percibida por la visión y enviar la misma a la persona a través de otro sentido (tacto o audición). Este tema se aborda en detalle abajo y se ejemplifica con algunas tecnologías desarrolladas por el autor (Ver Figura 1).

3. Tecnologías disponibles.

Los tres principales problemas que enfrentan las personas con discapacidad visual son: (1) el acceso a material de lectura y/o gráfico, (2) las restricciones en la movilidad y orientación, y (3) problemas con el reconocimiento y manipulación de objetos. En cuanto al primer aspecto existen numerosas soluciones ópticas, electrónicas y otras [Hakim, 2017]. Por ejemplo, los sintetizadores de voz electrónicos permiten acceder a texto almacenado, y es la interfaz más utilizada para trabajar con la computadora y el teléfono móvil. Con el advenimiento de las interfaces gráficas, tuvieron que adaptarse los sintetizadores para convertir a voz los elementos gráficos comunes. Actualmente existen varias soluciones, comerciales y libres, para interfaces gráficas. Asociado a esto, se han dispuesto reglamentaciones que han generado acceso universal a libros, páginas web, etc. que va rompiendo las barreras.

Por otra parte, los sistemas de reconocimiento óptico de caracteres (OCR) combinados con sintetizadores de voz permiten acceder a material impreso (diarios, notas, facturas, etc.) raramente disponible en Braille o en audio. Existe un gran número de soluciones, generalmente comerciales, que involucran un complejo conjunto de reglas léxicas, fonéticas y sintácticas para producir una voz comprensible por el usuario. Otros sistemas más sofisticados permiten convertir las líneas de texto tomadas con una cámara en una superficie vibradora, uso de vástagos o sistemas de audiodescripción automática de imágenes basados en técnicas de inteligencia computacional (Ver Figura 1 C).

En cuanto al segundo aspecto, la movilidad representa un problema significativo para la persona ciega. Normalmente se agudizan todos los sentidos para detectar olores, sonidos, corrientes de aire, texturas, diferencias de temperatura, etc. para alertar a la persona sobre el terreno y el ambiente donde está ubicada. Este aspecto suele ser complejo por los riesgos asociados a accidentes. La persona ciega tiene que evitar obstáculos variados: fijos y móviles, altos y bajos, etc. Es decir, hay que desplazarse generalmente en ambientes no estructurados y escasamente predecibles. Existen diversas soluciones para el problema de movilidad [Fei, 2017], desde bastones hasta dispositivos electrónicos de ayuda al desplazamiento (Electronic Travel Aids-ETA). Con todas las limitaciones que tiene intrínsecas el bastón es sin dudas el dispositivo de menor costo y mayor simplicidad. Las ETAs utilizan diferentes principios físicos y no hay ninguna totalmente generalizada ni completa (Ver Figura 1 A). Algunas se independizan del bastón y otras le adicionan tecnología. Generalmente se basan en principios físicos de ultrasonido, láser, visión, etc. Otro factor importante es el tipo de realimentación y su impacto en las funciones intrínsecas de la persona [Kreilinger, 2018]. En la actualidad este tipo de soluciones utilizan generalmente los teléfonos móviles como soporte a la interoperabilidad con diversas aplicaciones. Algunas soluciones disponibles son Argus o Maptic.

La orientación espacial y el reconocimiento de objetos más allá del alcance de la mano o del bastón es el objetivo de muchos sistemas experimentales. En cuanto a las interfaces para tomar variables del ambiente y su posterior procesamiento, existen investigaciones para detectar la proximidad de objetos. Estos buscan convertir variables de entornos (imágenes, reconstrucciones tridimensionales, señales de ultrasonido, información de emisores láser) en información útil para estimuladores auditivos o táctiles. Con entrenamiento, el usuario puede interpretar patrones, objetos con contrastes ubicados frente al sensor, o experimentar los fenómenos visuales como la perspectiva, paralaje, etc.

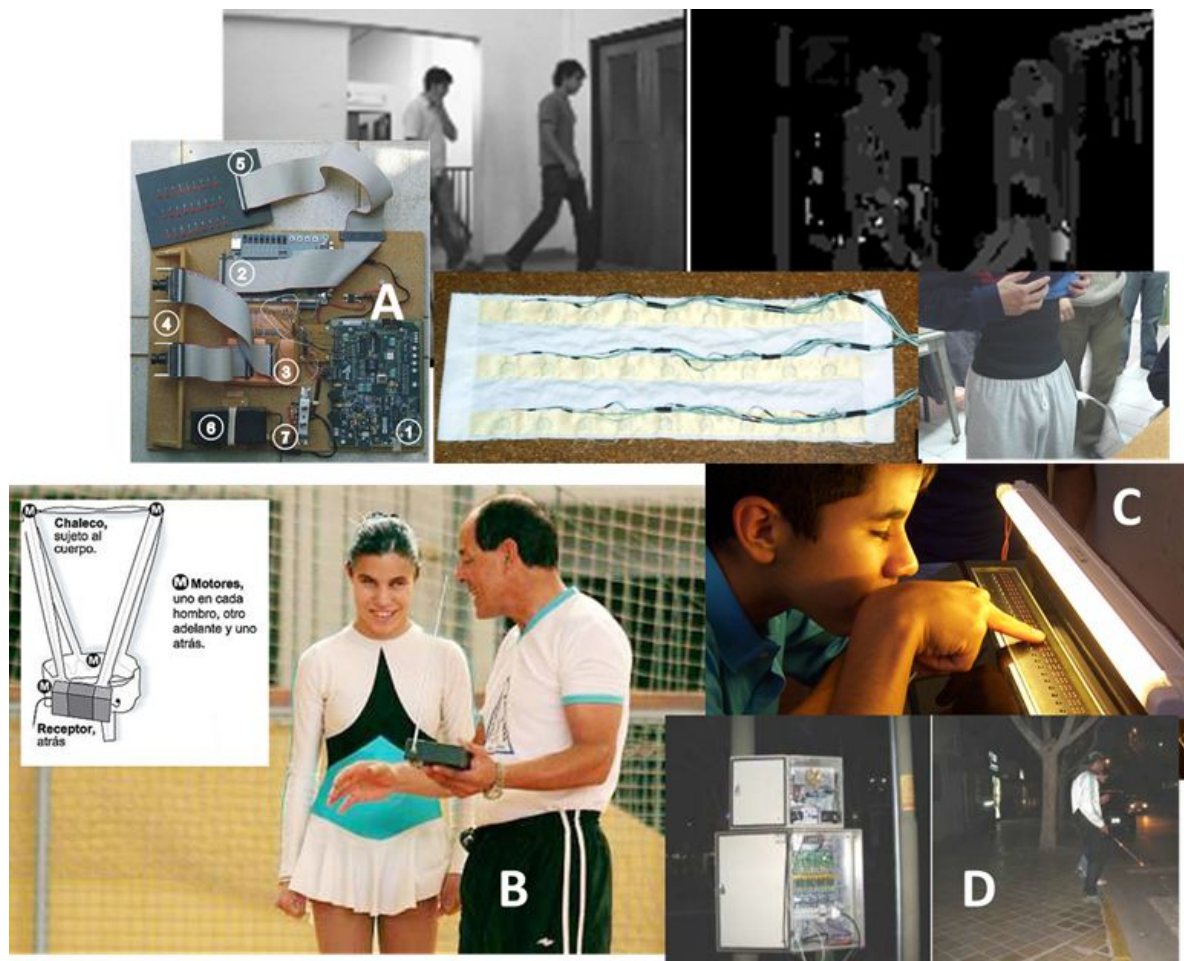


Figura 1. Ejemplos de Tiflotechnologías desarrolladas.

En cuanto a la orientación en el entorno y en la ciudad, existen algunas tecnologías muy interesantes. Por un lado, un avance central en la vida de toda la población son los sistemas de posicionamiento global (GPS) con su poder de georeferenciación. Esta tecnología, junto con la información cartográfica permiten describir trayectorias por la ciudad. En otro nivel existen sistemas, como los beacons de Outbarriers, que permiten brindar información del entornos cercanos. A futuro se mejorará la integración a sistemas de eventos próximos como avisos de medios de transporte, obstrucciones temporales, estados del semáforo, etc. que facilitarán la circulación. En la Figura 1 D se presenta un dispositivo para informar sobre el entorno en la ciudad.

El tercer aspecto está vinculado a resolver problemas de reconocimiento y manipulación de objetos asociados a una determinada actividad. En tal sentido existen soluciones comerciales y experimentales para resolver tareas de cuidado personal, tareas domésticas, vida económica, actividades sociales, culturales o deportivas. En la Figura 1 B se presenta un dispositivo para orientación de una patinadora ciega. En cuanto al cuidado personal existen dispositivos para determinar el color o tramas en vestimentas, dispositivos parlantes (balanzas, medidores de insulina, etc.), etc. Para las tareas domésticas existen instrumentos para identificar y manipular objetos basados en diferentes técnicas de rotulado (latas, cajas, etc.), sensores de luz, dispositivos audibles para informar el estado de puertas y ventanas, teléfonos con números en braille, etc. En la vida económica quizás el mayor problema es la identificación y manipulación del dinero, el cual es resuelto con algunos equipos que reconocen los billetes (fundamentalmente dólares o euros). En la vida social existen agendas parlantes, indicadores parlantes colocados en ascensores, medios de transporte, etc. Utensilios electrónicos parlantes simples como calculadoras, reproductores, grabadores, balanzas, tensiómetros, termómetros, medidores de insulina, detectores de líquidos, identificadores de colores, relojes y

despertadores. Además, el uso de impresoras 3D para la generación de material didáctico diverso (mapas, kits de matemática, etc.) ha permitido generar de manera rápida dispositivos sencillos con diseños particulares. Además se pueden generar gráficos en relieve mediante software especial de las impresoras Braille.

4. Discusión.

Se han descrito diferentes tecnologías disponibles para personas con discapacidad visual. El autor ha participado en el desarrollo de algunas soluciones y en la instalación de otras. A partir del uso de estas herramientas en diferentes personas de distinto nivel socioeconómico se perciben algunos cambios importantes que están indicando un nuevo paradigma en los últimos años.

Existen tecnologías de uso masivo que han transformado a la población, y la comunidad con discapacidad visual no ha sido ajena a este cambio. La telefonía móvil, con el uso de smartphones cada vez más potentes y completos, ha facilitado la comunicación, la localización, el sensado de variables (visuales, mecánicas, auditivas, etc.), la interoperabilidad y la integración de la información.

Además, el concepto de diseño universal ha promovido el desarrollo de tecnología de uso directo en personas con discapacidad, sin necesidad de hacer adaptaciones. Internet de la cosas (IoT, de sus siglas en inglés) es otro aspecto importante que está revolucionando la conectividad y que, sin dudas, está impulsando grandes cambios en la forma de vida.

Si bien estas transformaciones requieren inversiones, la expansión tecnológica ha permitido bajar los costos y que muchas personas puedan acceder a la tecnología, mejorar sus condiciones de vida y acceder a nuevos derechos que antes resultaban inalcanzables. Otro aspecto a tener en cuenta es la facilidad de uso y utilidad de las herramientas, con curvas de aprendizaje muy rápidas. Por otro lado, un factor clave es lograr una baja invasividad para que les permita a las personas no sentirse estigmatizadas. En tal sentido, los smartphones, acompañados de periféricos simples, han permitido el acceso pleno a la vida social digital (redes sociales, música, mensajería, etc.).

El futuro de la tiflotecnología está en sintonía con los avances tecnológicos de la sociedad. Sin embargo, su aceptación está condicionada a los factores mencionados anteriormente. En tal sentido, se espera poder integrar información de entorno y generar asistentes de navegación con eventos de tiempo real o corto tiempo de interés para las personas ciegas. Sensores cada vez más robustos e información más intuitiva se irá expandiendo masivamente hacia la comunidad ciega.

En el espacio público el cambio de modelo de discapacidad impacta en el diseño urbano, el cual profundizará el uso masivo de las condiciones de accesibilidad, donde la tecnología también es un factor de importancia. El área de domótica, con el avance de la tecnología IoT, permitirá las personas ciegas ampliar su autonomía en el hogar mejorando y ampliando sus actividades.

En todas las aplicaciones aparecerán cada vez más frecuentemente la utilización de sistemas ubicuos y sistemas de inteligencia computacional como “deep learning” y otras técnicas.

5. Conclusión.

El trabajo presentado no sólo pretende brindar una síntesis del estado del arte de la tiflotecnología, sino que además pretende reflexionar sobre los alcances actuales y futuros. A partir del análisis se puede apreciar la diversidad de soluciones para diferentes actividades, entornos y sujetos. Sin embargo, no toda la tecnología es fácilmente aprehendida o incorporada por los usuarios. Ello se debe en parte, a que dicha tecnología plantea un cambio en modo de hacer las cosas y la forma de desenvolverse.

En función de lo expuesto se podría concluir que el éxito de una solución estaría centrada en tecnologías simples, para actividades concretas, que partan del uso de herramientas cotidianas, desarrolladas con intervención de los usuarios y con costos reducidos.

6. Referencias

- Echenique, A. M., Graffigna, J. P., Pérez, E., López, N., Piccinini, D., Fernández, H., & Garcés, A. (2016, April). Inclusive Educative Technologies, for people with disabilities. In *Journal of Physics: Conference Series* (Vol. 705, No. 1, p. 012044). IOP Publishing.
- Fuentes, J. C., Graffigna, J. P., Dipane, J., & Segura, M. (2013). Prototype of a Communications System for Blind People in a City. In *Journal of Physics: Conference Series* (Vol. 477, No. 1, p. 012042). IOP Publishing.
- Echenique, A. M., Graffigna, J. P., & Mut, V. (2010). Electrocutaneous stimulation system for Braille reading. In *2010 Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology*. IEEE.

- Dominguez, A. L., & Graffigna, J. P. (2011). Colors identification for blind people using cell phone. In *Journal of Physics: Conference Series* (Vol. 332, No. 1, p. 012040). IOP Publishing.
- Acerbi, A., Graffigna, J. P., Polimeni, G., & Fernández, H. H. (2007). Mobility aid for blind figure skaters. In *Journal of Physics: Conference Series* (Vol. 90, No. 1, p. 012098). IOP Publishing.
- Costa, G., Gusberti, A., Graffigna, J. P., Guzzo, M., Nasisi, O. (2007). Mobility and orientation aid for blind persons using artificial vision. In *Journal of Physics: Conference Series* (Vol. 90, No. 1, p. 012090). IOP Publishing.
- Cook, A. M., & Polgar, J. M. (2013). *Cook and Hussey's Assistive Technologies-E-Book: Principles and Practice*. Esevier Health Sciences.
- Estrada, R. S. (2017). Pensar y diseñar en plural. Los siete principios del diseño universal. *Revista Digital Universitaria*, 18(4).
- Hakim, H. A. B., Hapsari, P. D., & Putro, A. S. (2017). Application Of Assistive Technology In Library Service For People With Disabilities. *The Facets Of Knowledge, Towards Synergy Of Multidisciplinary Studies*, 127.
- Griffin-Shirley, N., Banda, D. R., Ajuwon, P. M., Cheon, J., Lee, J., Park, H. R., & Lyngdoh, S. N. (2017). A survey on the use of mobile applications for people who are visually impaired. *Journal of Visual Impairment & Blindness*, 111(4), 307-323.
- Fei, Z., Yang, E., Hu, H., & Zhou, H. (2017, September). Review of machine vision-based electronic travel aids. In *2017 23rd International Conference on Automation and Computing (ICAC)* (pp. 1-7). IEEE.
- Kreilinger, A., Georgi, T., Pregartner, G., Ivastinovic, D., Pichler, T., Berghold, A., & Velikay-Parel, M. (2018). Quantifying the impact on navigation performance in visually impaired: Auditory information loss versus information gain enabled through electronic travel aids. *PloS one*, 13(4), e0196156.
- D. Rocha, V. Carvalho, E. Oliveira, J. Gonçalves and F. Azevedo, "MyEyes-automatic combination system of clothing parts to blind people: First insights," *2017 IEEE 5th International Conference on Serious Games and Applications for Health (SeGAH)*, Perth, WA, 2017, pp. 1-5. doi: 10.1109/SeGAH.2017.7939298
- N. Takagi, Y. Masaki, T. Motoyoshi and S. Morii, "Consideration of the experience of a blind user using a tactile graphics editor available for blind people," *2016 IEEE International Conference on Systems, Man, and Cybernetics (SMC)*, Budapest, 2016, pp. 000679-000684. doi: 10.1109/SMC.2016.7844319
- M. F. Saaid, A. M. Mohammad and M. S. A. M. Ali, "Smart cane with range notification for blind people," *2016 IEEE International Conference on Automatic Control and Intelligent Systems (I2CACIS)*, Selangor, 2016, pp. 225-229. doi: 10.1109/I2CACIS.2016.7885319
- R. Uzun, G. K. Yaman, A. Tekkanat and Y. İşler, "Wristband design to support blind people," *2017 Medical Technologies National Congress (TIPTEKNO)*, Trabzon, 2017, pp. 1-4. doi: 10.1109/TIPTEKNO.2017.8238038
- A. Sen, K. Sen and J. Das, "Ultrasonic Blind Stick for Completely Blind People to Avoid Any Kind of Obstacles," *2018 IEEE SENSORS*, New Delhi, 2018, pp. 1-4. doi: 10.1109/ICSENS.2018.8589680
- N. Takagi, S. Morii and Mingze Li, "Consideration of the experiences of blind people using four user interfaces for editing of tactile graphics," *2016 World Automation Congress (WAC)*, Rio Grande, 2016, pp. 1-4. doi: 10.1109/WAC.2016.7582959
- Marion Hersh, Michael A Johnson: *Assistive Technology for Visually Impaired and Blind People*. 2010. Springer Science & Business Media.

Plataforma de rehabilitación asistida para marcha - RUVEM: Integración de los subsistemas de soporte

Elkin Echeverri, Sergey González-Mejía¹, José Miguel Ramírez Scarpetta, Esteban Rosero
Universidad del Valle, Programa de Posgrado en Ingeniería Eléctrica y Electrónica -
PPIEE, Escuela de Ingeniería Eléctrica y Electrónica - EIEE, Cali, Colombia,
{elkin.echeverri, sergey.gonzalez, jose.ramirez, esteban.rosero}@correounivalle.edu.co

Resumen

Este artículo presenta la integración de tres subsistemas de una plataforma de rehabilitación asistida para marcha a través del desarrollo de un sistema de mando y monitoreo. Los subsistemas considerados son un exoesqueleto de miembros inferiores, una caminadora y un sistema de soporte de peso corporal. En este trabajo se identifican y clasifican los componentes de hardware y software de cada subsistema, se definen los requerimientos, y se configuran los subsistemas en tres escenarios en los que interactúan de manera integral. Finalmente, se reportan los resultados con base a un procedimiento que considera casos de prueba orientados a verificar el cumplimiento de los requerimientos de los tres subsistemas en el escenario establecido.

Palabras clave: caminadora, exoesqueleto de miembros inferiores, mando, marcha humana, monitorización, plataforma, rehabilitación de marcha, sistemas de control, soporte de peso corporal.

1. Introducción

Los sistemas robóticos para la rehabilitación asistida de la marcha humana reciben el nombre de plataformas o asistentes, y pueden ser agrupados de acuerdo al principio de la rehabilitación; asistentes de marcha con caminadora, placas para los pies, móviles y estacionarios (Díaz, Gil and Sánchez, 2011 & Alias et al., 2017). En (Munera et al., 2017) se reporta el uso del Lokomat® en dos centros de rehabilitación localizados en Colombia: Mobility Group y la Clínica Universidad de la Sabana; donde solo el 1% de personas con problemas de marcha acceden a estos servicios de rehabilitación.

1.1 Características técnicas y funcionales de la plataforma RUVEM

La plataforma de rehabilitación asistida para marcha (RUVEM) se encuentra conformada por un exoesqueleto de miembros inferiores, una caminadora eléctrica y un sistema de soporte de peso corporal (Body Weight Support - BWS), en adelante estos sistemas serán llamados los subsistemas de soporte de RUVEM (González-Mejía and Ramírez, 2017).

Subsistema exoesqueleto: El exoesqueleto de miembros inferiores, Figura 1(a), reproduce un patrón de marcha normal y mantiene el equilibrio de gran desviación; es un asistente de laboratorio utilizado para desarrollar trabajos de investigación en la línea de control de sistemas biológicos y está orientado en soportar la rehabilitación y movilidad de personas con discapacidades motoras.

Subsistema BWS: Es un subsistema que permite compensar un porcentaje del peso corporal del sujeto con movilidad reducida sobre una caminadora; el BWS en etapa de desarrollo se presenta en (Loaiza, Rosero and Ramírez, 2018 & Loaiza, 2016), Figura 1(a), y está construido para seguir el desplazamiento vertical del tronco del sujeto de forma activa, garantizando una marcha natural, segura y estable.

Subsistema caminadora: Es un sistema comercial modificado para la rehabilitación de la marcha que opera a una velocidad máxima de 0.8 [m/s], Figura 1(a); la caminadora ejecuta un control de posicionamiento relativo que ajusta la velocidad de la banda de forma automática de acuerdo con el cambio de velocidad del sujeto (González-Mejía, Echeverri and Ramírez, 2018), también posee otros modos de operación.

Este artículo detalla el desarrollo de la integración de los subsistemas de soporte de la plataforma RUVEM, donde se presenta los requerimientos para el sistema de mando y monitoreo, luego se explica el diseño y la implementación de la arquitectura de integración de los subsistemas, la ejecución de pruebas y los resultados obtenidos.

¹ sergey.gonzalez@correounivalle.edu.co, phone number: (+572) 3212168, <http://gici.univalle.edu.co/>

2. Requerimientos del sistema de mando y monitoreo

La integración de los subsistemas de soporte de la plataforma RUVEM a través de un sistema de mando y monitoreo es importante para los operarios porque les permite elegir entre diferentes modos de operación desde una misma aplicación de software.

2.1. Modos de interacción de los subsistemas

Para identificar la interacción de los subsistemas se fijan los siguientes escenarios: Escenario #1, Caminadora, solo se usa la caminadora en el entrenamiento de marcha con los modos de operación disponibles; Escenario #2, Caminadora-Exoesqueleto, el sujeto porta el exoesqueleto para marchar sobre la caminadora, en este modo de operación es indispensable que la velocidad de la caminadora se sincronice con la velocidad de marcha del exoesqueleto; Escenario #3, Caminadora-BWS, el sujeto marcha sobre la caminadora con un sistema de soporte de peso corporal y la caminadora puede funcionar en sus diferentes modos de operación.

2.2. Requerimientos para los escenarios

Escenario #1: Los requerimientos de la caminadora listados a continuación se obtuvieron de los trabajos documentados en (Ramírez, 2013 & Rueda, 2016).

- Requerimientos primarios: En el modo de control de velocidad, el operario define una velocidad constante de la banda caminadora desde 0.3 a 0.8 [m/s]; cuando el operario elige el modo de control de posición, la caminadora debe ajustar de forma automática la velocidad con el fin de mantener el sujeto en la región de referencia.
- Requerimientos secundarios: Medir y controlar la posición del sujeto durante la marcha con respecto a una posición relativa a lo largo de la caminadora, controlar la velocidad de desplazamiento de la banda, integrar la caminadora a la plataforma RUVEM donde hay varias interfaces de comunicación para interactuar con otros subsistemas.

Escenario #2: Se incluyen los requerimientos del escenario #1.

- Requerimientos primarios: la caminadora debe ser configurada en el modo de control de posicionamiento; la calibración del exoesqueleto-sujeto se ejecuta en el estado inicial o después de haber cargado las trayectorias, en (González-Mejía and Ramírez, 2016) se detalla la gestión del sistema de actuación del exoesqueleto.
- Requerimientos secundarios: Se requiere de una interfaz de comunicación entre el exoesqueleto y la caminadora.

Escenario #3: Se incluyen los requerimientos del escenario #1.

- Requerimientos primarios: se levanta el sujeto para obtener el valor de su masa; cuando el sujeto está sobre la caminadora y soportado por el BWS, el operario puede dar inicio a la descarga activa del peso; dentro del ciclo de descarga activa, el operario puede dar inicio a la caminadora en el modo de control de posición o velocidad.
- Requerimientos secundarios: se requiere de una interfaz de comunicación entre el BWS y la caminadora, y otra entre el subsistema BWS y la plataforma RUVEM.

3. Arquitectura de integración para los subsistemas de RUVEM

La arquitectura de integración se diseña teniendo en cuenta los requerimientos y la distribución física de los tres subsistemas, el crecimiento de la plataforma y los requerimientos para cada uno de los escenarios.

Arquitectura de hardware: La arquitectura, Figura 1(a), muestra el exoesqueleto compuesto por cuatro servo-controladores que se conectan a través de un bus RS-485 y sensores conectados en las entradas análogas de la tarjeta SbRIO-9636; la arquitectura de RUVEM implementa un bus de comunicación CAN a través del cual los subsistemas se pueden integrar en un sistema de mando y monitoreo desarrollado en LabView™. También la arquitectura propone que los diferentes subsistemas sean modulares, es decir, que tengan un sistema de control local que les permita funcionar de forma independiente siendo el bus CAN una interfaz de comunicación para compartir datos con otros subsistemas.

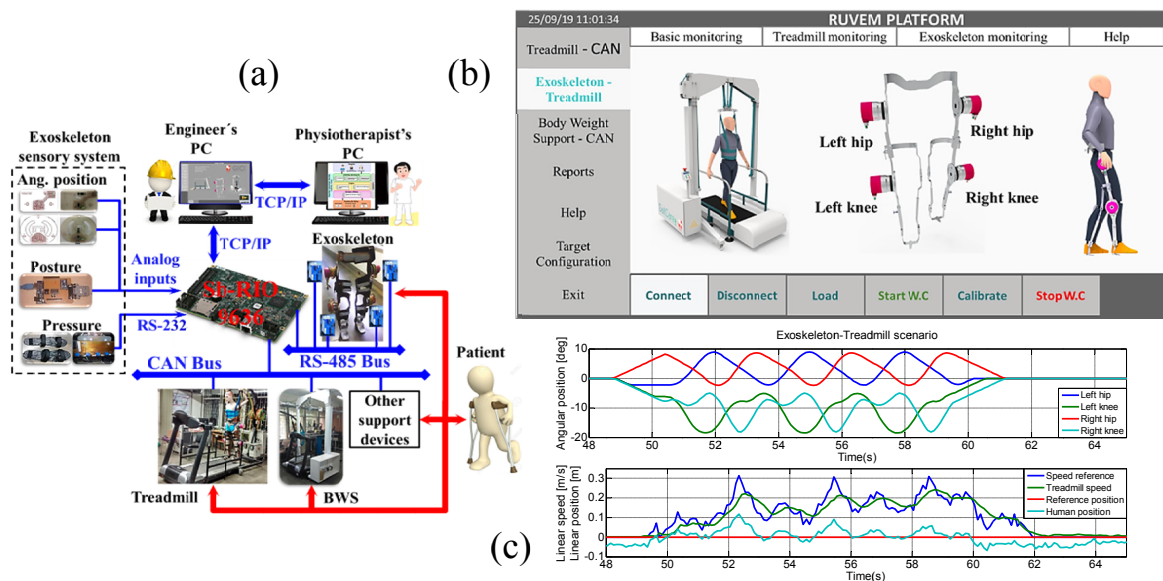


Figura 1. (a) Arquitectura de integración para la plataforma RUVEM, (b) Framework para las interfaces de usuario y (c) Reporte de prueba experimental: Marcha con exoesqueleto sobre la caminadora.

Arquitectura de software: La plataforma RUVEM a nivel de software presenta principalmente un estilo arquitectónico de n-capas (Loaiza, 2016); este estilo se adhiere a la arquitectura de desarrollo CompactRIO, (National Instruments, 2019) donde las interfaces de usuario de la plataforma RUVEM integrada le permiten al operario navegar por los diferentes escenarios, Figura 1(b).

4. Implementación de la arquitectura de integración

Esta sección presenta la implementación de los diseños de hardware y software; en el nivel de hardware se implementa el bus de comunicación CAN y en el nivel de software se desarrolla una interfaz gráfica que integra los tres escenarios de aplicación de los tres subsistemas de la plataforma RUVEM.

4.1. Implementación a nivel de hardware y software

En el escenario #1, para la integración de la caminadora a RUVEM, el sistema de control fue embebido en un μ C y el mando basado en PC. A nivel de hardware, se tienen una tarjeta electrónica para adecuación de señales del encoder y CAN, y otra para la señal del sensor de posición. Para el escenario #2, se hace uso de la tarjeta sbRIO-9636 para establecer comunicación con el exoesqueleto a través del bus RS-485 (González-Mejía and Ramírez, 2016), y con la caminadora a través del bus CAN. En el escenario #3, la caminadora y el BWS se conectan al bus CAN e inician el intercambio de información automáticamente, porque el BWS está configurado como un maestro del bus; el escenario puede ser independiente de RUVEM, es decir, el BWS utiliza el bus CAN para comandar la caminadora y toda la lógica de funcionamiento se encuentra embebida en el sistema de procesamiento del BWS, quien es el Time Master del bus, enviando mensajes de referencia.

4.2. Plataforma RUVEM integrada

La plataforma RUVEM integrada es el último nivel de desarrollo de este trabajo, donde la integración desarrollada hasta el nivel de ingeniero, es un marco de trabajo para administrar los escenarios de RUVEM y permitir que en el futuro se agreguen nuevos escenarios o se mejoren los existentes, Figura 1(b).

5. Ejecución de pruebas

Las pruebas se hacen con base en los requerimientos detallados en la sección 2.2, para los cuales se definen uno o varios casos de prueba, la mayoría de las pruebas son operativas, es decir, están orientadas a verificar que los subsistemas funcionen de forma apropiada en el respectivo escenario, buscando principalmente una operación segura. La verificación del cumplimiento de los requerimientos primarios y secundarios de los escenarios se realiza según el formato de pruebas presentado en (Rojas, 2017), donde se define un objetivo, un procedimiento y un resultado. Para cada escenario los casos de prueba detallados se presentan en (Echeverri, 2019).

6. Resultados y discusión

Se desarrolla un framework de interfaces hombre-máquina para el mando y monitoreo de tres subsistemas de RUVEM integrados en tres escenarios de aplicación; la arquitectura establecida de hardware y software permite integrar tres subsistemas; la integración exoesqueleto-caminadora presenta mejoras considerables en el desempeño del exoesqueleto a través de la adquisición y monitorización de señales de interés, la Figura 1(c) muestra el reporte gráfico a partir de los datos almacenados en una prueba experimental; la integración también garantizan condiciones de seguridad mínimas en el proceso de marcha como son las paradas de emergencia o fallos, esto de forma segura y sincronizada. Para la validación del correcto funcionamiento de los subsistemas en cada escenario, se ejecutaron 62 casos de prueba, los cuales fueron exitosos según los resultados esperados.

7. Conclusiones

Con este trabajo de integración se desarrolló una interfaz hombre-máquina tipo framework que permite a un solo operario navegar por tres escenarios de la plataforma RUVEM, comandar los subsistemas, monitorizar las señales de interés y almacenar los datos para uso futuro, lo cual facilita estudiar los escenarios y llevarlos a pruebas piloto, estableciendo la plataforma en un nivel TRL 6 (Technology Readiness Levels). La arquitectura desarrollada tiene disponibilidad para agregar nuevos subsistemas a la plataforma a través del bus CAN, ya que, hay ventanas de tiempo disponibles para la transmisión/recepción de mensajes CAN de otros subsistemas. También se garantizan condiciones de sincronización y de seguridad en el proceso de marcha humana cuando se usan los tres escenarios.

8. Agradecimientos

Los autores expresan el sincero agradecimiento al Programa de Posgrado en Ingeniería Eléctrica y Electrónica (PPIEE) y a la Escuela de Ingeniería Eléctrica y Electrónica (EIEE) de la Universidad del Valle por el apoyo económico en la difusión del trabajo.

9. Referencias

- Alias, N. A. et al. (2017) 'The Efficacy of State of the Art Overground Gait Rehabilitation Robotics: A Bird's Eye View', *Procedia Computer Science*, 105, pp. 365–370.
- Díaz, I., Gil, J. J. and Sánchez, E. (2011) 'Lower-Limb Robotic Rehabilitation: Literature Review and Challenges', *Journal of Robotics*, 2011(i), pp. 1–11.
- Echeverri, E. M. (2019) Desarrollo de un sistema de mando y control integrado de los subsistemas de la plataforma de rehabilitación de la marcha humana. Tesis de pregrado, Universidad del Valle.
- González-Mejía, S., Echeverri, E. M. and Ramírez, J. M. (2018) 'RUVEM Platform with Lower Limbs Exoskeleton: Assistance with Treadmill', in *Seminario Internacional en Robótica de Rehabilitación RAR 2018*. Bogotá DC.
- González-Mejía, S. and Ramírez, J. M. (2016) 'Drive System Development for Gait Rehabilitation Exoskeleton', in *Universidad EAFIT (ed.) XVII Latin American Conference in Automatic Control*. Medellín: Universidad EAFIT, pp. 66–71.
- González-Mejía, S. and Ramírez, J. M. (2017) 'Gait Assisted Rehabilitation Platform – RUVEM', in *IX Congreso Iberoamericano de Tecnologías de Apoyo a la Discapacidad Iberdiscap*. Bogotá DC., pp. 1–8.
- Loaiza, A., Rosero, E. and Ramírez, J. M. (2018) 'Active body weight support system for lower limb rehabilitation', in *VIII Jornadas AITADIS de Tecnologías de Apoyo a la Discapacidad*. México.
- Loaiza, G. A. E. (2016) Diseño de una plataforma de apoyo para la reducción parcial de peso orientado a pacientes con discapacidad en miembros inferiores. Propuesta maestría, Universidad del Valle.
- Munera, M. et al. (2017) 'Lokomat therapy in Colombia: Current state and cognitive aspects', in *2017 International Conference on Rehabilitation Robotics (ICORR)*. IEEE, pp. 394–399.
- National Instruments (2019) Introducción a la arquitectura de NI LabVIEW RIO. Available at: <http://www.ni.com/es-co/innovations/white-papers/13/the-labview-rio-architecture--a-foundation-for-innovation.html> (Accessed: 27 June 2019).
- Ramírez, J. M. (2013) Marcha asistida con un exoesqueleto: plataforma caminadora. Cali: Universidad del Valle.
- Rojas, R. (2017) Sistema de información para la administración y análisis de datos adquiridos de un exoesqueleto de marcha asistida. Tesis de maestría, Universidad del Valle.
- Rueda, J. E. (2016) Diseño e implementación de un sistema de control de velocidad de la banda caminadora para terapia de la marcha. Undergraduate thesis, Universidad del Valle.

MÁQUINA DE BURBUJAS ADAPTADA CON PULSADORES, PARA PERSONAS CON DISCAPACIDAD

Lisania Zarza Ferreira^{1a}, Silvana Cristina Larrea Ocampos^{2a}, Faustino Ramón López Villalba^{3a}, Claudia Raquel Ibarrola Chamorro^{4a}, Gabriela López^{5a}

^a Universidad Internacional Tres Fronteras, Ciudad del Este, Paraguay

Resumen

La parálisis cerebral infantil es un problema de salud importante que genera gran discapacidad en la infancia, es una enfermedad que no presenta una cura definitiva, sin embargo existen tratamientos que estimulan la actividad neuronal a través de ciertas experiencias sensoriales. En este trabajo se presenta un dispositivo adaptado y automatizado a partir de un juego sencillo como las populares pompas de jabón, utilizando materia prima económica y de fácil acceso, además de la implementación de un pulsador ultrasensible que permite la interacción con el dispositivo, lo que favorece las conexiones neuronales de los pacientes.

Palabras clave: Inclusión , Discapacidad, Pulsadores.

1. Introducción

La tecnología se presenta como aliado del ser humano cuando se aboca a desarrollar instrumentos que buscan mejorar la calidad de vida del mismo [1]. Este es el caso de la automatización de un dispositivo que emite burbujas para estimular la actividad neuronal de personas que padecen de parálisis cerebral [2].

El presente trabajo está direccionado a ser un medio de inclusión social y desarrollo cognitivo [7] para los pacientes con limitaciones motoras a raíz de trastornos neuronales [3] como consecuencia de padecer parálisis cerebral [6] y que asisten al centro de rehabilitación de la fundación TELETÓN de la ciudad de Minga Guazú, Paraguay.

En trabajos como [8] y [9] se evidencian que el uso de dispositivos de acceso adaptado genera una alta tasa de respuesta en niños con discapacidad, estimulando la sensibilidad al tacto, el reconocimiento de sonidos y colores, propuestos en forma aislada o combinada. Éstos resultados positivos han motivado la ejecución del presente proyecto de investigación.

Se propone la adaptación de las populares máquinas de burbujas de jabón, con pulsadores ultra sensibles, de fácil acceso y bajo coste, desarrollados y adaptados para este proyecto [4]. La adaptación de los mismos no atiende a las limitaciones, sino a los estímulos e intereses del paciente. Las diferentes acciones que se llevan a cabo con la manipulación del juguete contribuyen a mejorar el desarrollo de la motricidad del niño/a, teniendo un efecto estimulante en la actividad muscular e intelectual [1].

Igualmente, cuando un niño presenta algún tipo de discapacidad, es necesario estimular el desarrollo de esta área, pues a través del juego se permite la evolución integral de la población infantil la cual puede verse limitada en algún aspecto por la discapacidad que presente el menor [10].

2. Materiales y Métodos

Aplicando los conocimientos básicos de electrónica, se realizó la adaptación y automatización de la máquina de burbujas, esta máquina tendrá movimiento por la acción de los sistemas mecánicos y eléctricos presentes en ella.

El primer paso es la construcción de los pulsadores que permitirán el accionamiento de los motores encargados del funcionamiento de la máquina, para tal efecto son adaptados micro pulsadores conectados en serie cuyo esquema de conexiones puede ser observado en la figura 1a.

Dentro de los componentes mecánicos están los engranajes y las poleas que dan movimiento a las diferentes piezas de la máquina, las conexiones eléctricas conectadas al pulsador principal y las baterías que alimentan los motores. El sistema va conectado a los pulsadores caseros que facilitan la utilización del juguete, en la figura 1b se ilustra el diagrama de conexiones de la máquina de burbujas [5].

¹ lisazarza20@gmail.com, (+595) 993 500 183

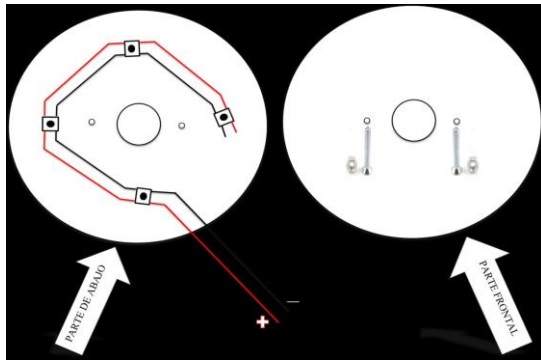
² silvanalarea1997@gmail.com, (+595) 993 501 574

³ fauslopez18@gmail.com, (+595) 983 897 298

⁴ clauibarrola87@gmail.com, (+595) 975 808574

⁵ gasulob@gmail.com, (+595) 993 260250

a)



b)

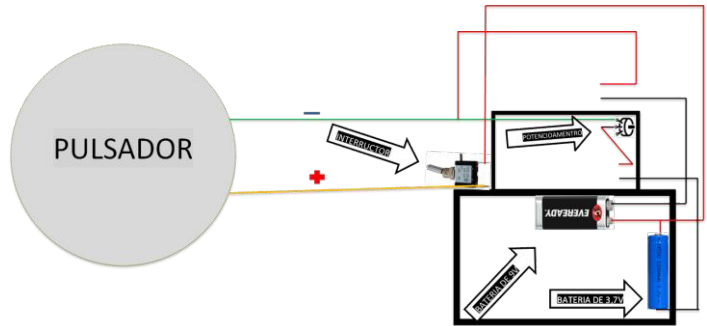


Figura 1 a) Esquema de conexiones del pulsador. b) Diagrama de conexiones de la máquina de burbujas.

Los elementos utilizados para la construcción de la máquina de burbujas son: maderas, palitos con moldes de burbujas, motor reductor, pulsador ultra sensible, aspas, portapilas y pilas, aparte de esto fueron utilizadas algunas herramientas para poder llevar a cabo las adaptaciones, como ser pinzas, tijeras, estiletes, entre otros.

3. Resultados

El prototipo funcional de la máquina de burbujas se ha implementado a modo de prueba y validación del mismo en 20 niños seleccionados por los especialistas que imparten tratamientos dentro de la fundación, estos niños presentan distintos tipos de discapacidad.

Entre los resultados principales se presentan la exitosa adaptación y automatización de la máquina de burbujas, cosa que según la devolución obtenida por parte de las terapeutas luego de la etapa de pruebas y validación redundaba en una alta respuesta de los niños en la interacción con el prototipo, esto debido a la facilidad de manipulación del mismo.

En la figura 2 se observa el método de implementación en niños con distintos tipos de discapacidad, teniendo en cuenta el nivel de movilidad en los miembros superiores e inferiores de cada niño.

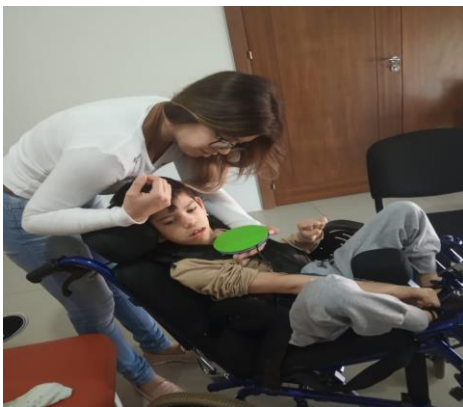


Figura 2. Interacción de pacientes con la máquina de burbujas adaptada.

A nivel de implementación técnica se destaca la simplicidad de las adaptaciones realizadas y el logro del principal objetivo propuesto al inicio del proyecto, lograr la adaptación de pulsadores de modo a que personas con discapacidad puedan tener acceso a ese tipo de dispositivos de manera que sea posible la interacción tanto con el dispositivo así como con otras personas, convirtiéndose la máquina de burbujas en un nexo de interacción social. En la figura 3 se observa el prototipo final de la máquina de burbujas adaptada.



Figura 3. Prototipo final de la máquina de burbujas.

4. Discusión y Conclusión

Se ha identificado que la estimulación sensorial además de generar resultados positivos en casos de parálisis cerebral, también ha dado buenos resultados en personas mayores afectados con Alzheimer o gente con problemas de estrés, ya la mayoría de los países del mundo se inició en los últimos años una reorientación general tendiente a la actualización pedagógica y tecnológica, respetando la diversidad de cada región en cuanto a los niveles de desarrollo técnico, médico, científico y educativo. Según la O.M.S., el 15 % de la población mundial está afectada por alguna discapacidad física, psíquica o sensorial que dificulta su desarrollo personal y su integración social, educativa o laboral.

Como trabajo futuro se prevé analizar los resultados obtenidos a través del proceso de estímulo-respuesta generados a partir de la interacción de los pacientes con la máquina de burbujas y determinar el nivel de influencia de la misma en la evolución de los tratamientos aplicados, también está prevista la impartición de cursos de capacitación para las familias, de modo que las mismas puedan realizar las implementaciones y adaptaciones tecnológicas en sus propios hogares.

5. Referencias

1. De Desarrollo Tecnológico, C. Á. (2014). Acceso al juego mediante la innovación en diseños pensados para todos y la adaptación de juguetes para niños con discapacidad.
2. Weitzman, M. (2005). Terapias de rehabilitación en niños con o en riesgo de parálisis cerebral. *Rev Ped Elec*, 2(1), 47-51.
3. Soto Sicilia, L., & Villagrà Pastor, R. (2017). Proyecto de estimulación temprana: parálisis cerebral
4. Salvador, J. F., & Ventura, J. Recursos de bajo coste para adaptar juguetes, dispositivos o electrodomésticos y construir entornos accesibles.
5. Rus, G. G. Pulsadores, Conmutadores e interruptores: Sistemas de acceso para el discapacitado motórico. *LAS NUEVAS TECNOLOGÍAS EN LA RESPUESTA EDUCATIVA A LA DIVERSIDAD*, 393.
6. Argüelles, P. P. (2008). Parálisis cerebral infantil. *Hospital Sant Joan de Dèu*, 271-277.
7. Aguacondo, G., & Alexandra, M. (2014). *Equipo para rehabilitación de Parálisis Cerebral Infantil Una visión desde el diseño incluyente* (Bachelor's thesis, Universidad del Azuay).
8. Mieres, F., Martín, H., Marcos, C., Enrietti, A., López, A., & Ford, C. Diseño y construcción de una plataforma de estimulación sensorial para personas con diversos tipos de discapacidades.
9. Salas, C. P. P. (2010). Niños discapacitados o pruebas de inteligencia limitadas?: evaluación del razonamiento inductivo en niños con trastorno motor severo (*Doctoral dissertation*, Pontificia Universidad Católica de Chile).

10. Losada Gómez, Adriana. Características de los juegos y juguetes utilizados por terapia ocupacional en niños con discapacidad. Umbral Científico, núm. 9, 2006, pp. 10-19 Universidad Manuela Beltrán Bogotá, Colombia.
11. Lic. Ricardo A. Koon Analista de Sistemas de Organización y Métodos Consultor de Empresas - Consejo Provincial de Educación (Neuquén - Argentina), Lic. María Eugenia de la Vega Lic. en Educación – Especialidad: Defectología - Especialización: Logopedia Instituto Superior Pedagógico “Enrique J.Varona” (La Habana-Cuba). “EL IMPACTO TECNOLÓGICO EN LAS PERSONAS CON DISCAPACIDAD”.



GiveMove

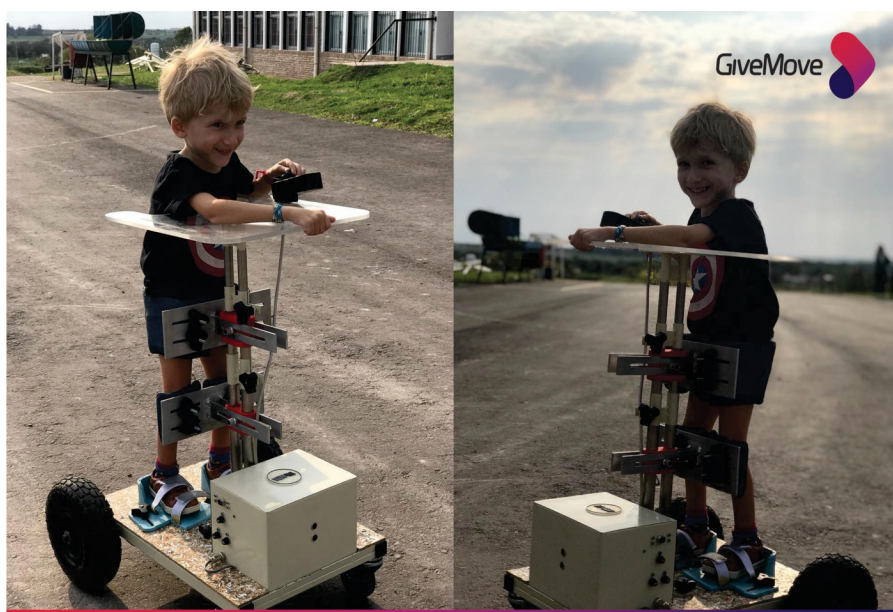
BIPEDESTADOR ELÉCTRICO INFANTIL MOTORIZADO

Los bipedestadores son dispositivos ortopédicos que brindan la posibilidad de ponerse de pie a aquellas personas que posean dificultades para hacerlo por sus propios medios. Todo bipedestador hace que las rodillas y pies se encuentren sujetos, lo que permite elevar la pelvis y mantener un tronco erguido y así garantizar una correcta alineación corporal.

Los bipedestadores utilizados para niños no les permite movilizarse. Esto provoca una gran angustia en los usuarios diariamente como así también en las familias que deben mantener al niño entretenido en los períodos de rehabilitación mientras hacen uso del dispositivo.

Bipmov es un bipedestador eléctrico destinado a mejorar la calidad de vida de niños de 2 a 14 años que sufren discapacidades motoras. Se compone de una plataforma móvil, mesa, joystick y sujeciones para los pies, rodillas, cadera y pecho que se regulan en alto y ancho adecuándose así al rango de edades propuesto y a cada caso particular.

Al utilizar *Bipmov*, el usuario está adquiriendo integración al medio, independencia, autonomía, autorrealización, calidad de vida y mejora de la salud. Su uso brinda beneficios fisiológicos, psicológicos y funcionales en el desarrollo de niños y niñas con discapacidad motriz. En lo que respecta a los beneficios funcionales, permite una mejor integración en el ámbito escolar, su hogar, momentos de rehabilitación, tiempo libre y vida diaria en general. Desde lo psicológico se promueve la independencia, se mejora el autoestima y se facilita la interacción social. En lo fisiológico, la verticalidad permite una reducción de riesgo de osteoporosis, ya que prepara físicamente al niño para presentar una posición bípeda, reduce la aparición de espasmos y contracciones musculares para prevenir la atrofia muscular, mejora la circulación sanguínea y con ello ayuda a reducir la aparición de úlceras o llagas ocasionadas por presión que genera la posición sedente.



“Mami, puedo correr!!!”

FACUNDO CABADA probando por 1º vez *Bipmov*

EMPRESA

El emprendimiento nace con aspiraciones a consolidarse como una organización que busca satisfacer las necesidades de movilidad de aquellas personas que encuentran limitada su capacidad motora, al mismo tiempo que permita continuar con el proceso de rehabilitación en otros ámbitos, además del centro de rehabilitación al que acude el usuario.

La empresa responde bajo el nombre “GiveMove”, conformadas por las palabras “Give” y “Move” que en el idioma castellano significan “Dar” y “Movimiento” respectivamente. La elección del nombre se encuentra íntimamente asociada al propósito de la empresa, brindar soluciones de movilidad a aquellas personas que por alguna razón encuentran reducida su capacidad motora.

Tenemos como misión proveer soluciones innovadoras de movilidad y autonomía mejorando la calidad de vida del usuario y su círculo.

Como visión, ser referentes a nivel latinoamericano en la fabricación de equipos de movilidad, promoviendo la integración y rehabilitación de personas con movilidad reducida.

COMUNICACIÓN

Página web de la empresa

Se cuenta con un sitio web institucional como herramienta de comunicación y difusión de la empresa y el producto. En ésta página se brinda información sobre la propia empresa, su equipo de trabajo, localización, distribuidores, número de teléfono de contacto y correo electrónico para que los interesados envíen sus consultas.



Presencia en redes sociales

Contamos con presencia en Facebook, Instagram y Twitter bajo el nombre @givemoveAR, donde se comparten fotos, videos y experiencias de usuarios. También se anuncia la presencia en eventos, jornadas y ferias donde el emprendimiento asiste.



Proyecto de Asistencia Social

SILLA ANFIBIA

C.E.T. N°18



Agradecimientos:

Al Consejo Local de las Personas con Discapacidad Villa Regina, por confiar en nuestros/as alumnos/as, profesores/as y directivos en este gran proyecto, creando verdaderas redes interinstitucionales en beneficio de nuestra comunidad.

Indice

Proyecto de Asistencia Social	3
Abstract	4
Fundamentación	5
Objetivos	6
Propósitos	6
Plan de trabajos	7
1° etapa: <i>Contacto inter-institucional</i>	7
2° etapa: Relevamiento de información	7
3° etapa: Conformación de equipos de trabajo	8
4° etapa: Campaña de recolección	8
5° etapa: Construcción prototipo	9
6° etapa: Generación de recursos presupuestarios	10
7° etapa: Construcción silla anfibia	12
8° etapa: Producción de planos	14
9° etapa: Pruebas de funcionamiento en condiciones controladas	14
10° etapa: Pruebas de funcionamiento en condiciones reales	15
11° etapa: Entrega SILLA ANFIBIA al C. L. P. D. V. R.	15
Redes Interinstitucionales	16
Producción Cortometraje	16

Proyecto de Asistencia Social (PAS)



El presente proyecto “**SILLA ANFIBIA**” se enmarca dentro de los Proyectos de Asistencia Social (P.A.S.) que nuestra institución desarrolla desde hace algunos años, donde se producen verdaderas redes interinstitucionales, junto a diferentes actores que contribuyen al desarrollo social de nuestra comunidad.



A modo de referencia podemos nombrar P.A.S. **BRILLE**, el cual ha recibido numerosos reconocimientos a nivel local, provincial y nacional.

Premio Maestros Argentinos 2017 [clic aquí](#)

Institución Asistida.

Consejo Local de las Personas con Discapacidad Villa Regina (C. L. P. D. V. R.).

consejodiscapacidad@villaregina.gov.ar

Coordinador: Walter Thorp

Equipo de trabajo.

Coordinación: Prof. Cristian Liberatore

Profesores colaboradores: Fabiola Riquelme, Mauricio Cejas, Rodrigo Maureira, Matías Fernández, Gastón Benatti, Gabriel Zottele, Ariel Comba, Carlos Acosta, Javier Martín, Paulo Romero, Vanna Zanaria, Gabriela Pallavidini, Walter Pancrazi, Omar Torino, Mari Carmen Sánchez,

Alumnos/as colaboradores: alumnos/as de 4°, 5°, 6° año y Centro de Estudiantes.

Tiempo de ejecución.

Inicio: Marzo 2017

Finalización: Diciembre 2017



Abstract

El Consejo Local de las Personas con Discapacidad de nuestra ciudad se acerca a nuestra institución con el pedido de asistencia en la construcción por parte de alumnos/as y profesores de una silla anfibia para utilizar en el balneario de la isla 58 a fin de que las personas con dificultades motrices puedan acceder a la costa, en consonancia con el artículo 50° de la Ley provincial N° 2.055¹.

A tal respecto y dentro del abordaje que se realiza en nuestra escuela de las necesidades de las personas con discapacidad, se puso en marcha el Proyecto de Asistencia Social (P.A.S.) “Silla Anfibia” enmarcado en la iniciativa institucional de poner en práctica Proyectos de Asistencia Social que tengan alcance a la comunidad local. Un grupo de docentes, junto con la colaboración de alumnos del Ciclo Superior, lleva adelante las acciones pertinentes a la construcción de una silla anfibia con el objetivo de contribuir a la formación integral de los alumnos y al desarrollo social de personas con discapacidad, de estimular la cooperación entre actores dentro y fuera de la comunidad escolar y de fortalecer el rol de la educación Técnico Profesional de calidad en la sociedad.-



El siguiente video relata el proyecto SILLA ANFIBIA, como así también puede verse una jornada de trabajo en la escuela de los/as alumnos/as y profesores.

Programa TV “Juntos para Sumar” [clic aquí](#)



Nota publicada por el portal WEB del Ministerio de Educación de la Nación Educ.ar. [CLIC AQUÍ](#)

¹<http://www.legisrn.gov.ar/ORIGINAL/P00145-2017.pdf>



Fundamentación

Mediante el desarrollo de diversos Proyectos de Asistencia Social (P.A.S) que se llevan adelante en nuestra institución, se busca crear conciencia y sensibilidad en los alumnos en función de la realidad social en la que estamos inmersos, donde frecuentemente las necesidades de los individuos no son satisfechas. La sociedad toda tiene una responsabilidad general en estas necesidades y cada uno de nosotros tiene la posibilidad de contribuir a generar el cambio necesario para que los derechos de todas las personas sean realmente respetados. Con el desarrollo de esta iniciativa se espera incentivar a los alumnos a asumir esa responsabilidad volcando los conocimientos adquiridos durante su formación técnico profesional en beneficio de quienes más lo necesiten.

En el marco del abordaje que se realiza en nuestra escuela de las necesidades mencionadas, se atendió al pedido realizado a principios de este año por el Consejo Local para las Personas con Discapacidad de nuestra ciudad, a través de la Comisión de Accesibilidad. Este organismo lleva adelante un proyecto que pretende hacer del balneario de la isla 58 un lugar accesible para personas con discapacidad y a tal fin ya logró la aprobación en el Concejo Deliberante para que se realicen los trabajos necesarios en la playa a fin de que las personas con dificultades motrices puedan acceder a la costa del río y allí utilizar una silla anfibia, en consonancia con el artículo 50° de la Ley provincial N° 2.055². Esta institución se acercó a nuestra escuela para solicitar asistencia en la construcción por parte de alumnos y profesores de un prototipo de dicha silla dado el alto costo que la compra de la misma implicaría.

En el año 2006 la Convención Internacional sobre los Derechos de las Personas con Discapacidad remarca la necesidad de que "...las personas con discapacidad puedan participar en igualdad de condiciones con las demás en actividades recreativas, de esparcimiento y deportivas..."³ A tal fin, es la intención de la escuela no solo aportar toda la ayuda posible a las personas con discapacidad sino también construir en cada uno de los que participan en este proyecto una mirada más inclusiva de la discapacidad desde la vivencia personal.

²<http://www.legisrn.gov.ar/ORIGINAL/P00145-2017.pdf>

³<http://www.un.org/esa/socdev/enable/documents/tccconvs.pdf>



Objetivos

- Contribuir en la formación personal, social y académica del alumno.
- Contribuir en el desarrollo social de las personas o comunidades relegadas.
- Incorporar la asistencia social en el proceso de enseñanza-aprendizaje.
- Estimular el sentido de cooperación entre actores dentro y fuera de la comunidad escolar, aportando al desarrollo de personas más comprometidas con la sociedad en la que están insertas.
- Fomentar el trabajo en equipo y el compromiso de llevar a cabo un proyecto.
- Destacar y fortalecer la importancia de la educación Técnico Profesional de calidad en términos del desarrollo humano y social, ya que es un factor clave para el crecimiento del país.
- Que los/as alumnos/as participantes logren adquirir destrezas en el manejo de los elementos y herramientas propios de las actividades propuestas.
- Que los/as alumnos/as trasladen los conocimientos adquiridos en sus trayectorias escolares a lo concreto y real de la construcción de dispositivos específicos.
- Que los alumnos/as resuelvan problemas a través de confección de diseños, cálculos y construcción.



Propósitos

- Promover instancias de dialogo que pongan en el centro del intercambio los derechos de las personas con discapacidad.
- Ofrecer oportunidades para analizar y resolver problemas.
- Favorecer la exploración y resolución de problemas en base a conocimientos construidos y aprendizajes que surgen en el presente proceso.
- Promover la creación de nuevas redes institucionales y ampliación de las ya existentes.
- Fomentar y motivar el espíritu emprendedor de nuestros jóvenes, en solucionar situaciones sociales de nuestra comunidad.

PLAN DE TRABAJO



1º Etapa: Contacto inter-institucional.

Se realizan reuniones con miembros del Consejo Local de las Personas con Discapacidad, para abordar las necesidades que serán requeridas, expresar los pedidos necesarios y evaluar la viabilidad de la construcción de la silla anfibia en nuestro establecimiento por parte de alumnos/as y docentes.



2º Etapa: Relevamiento de información.

Se definen diferentes gestiones que surgen de la primera reunión referente a la búsqueda de información general sobre experiencias existentes. Se establecen contactos con diferentes actores que resultan oportunos al proyecto.

Se realiza reunión en la ciudad de Neuquén con la asociación civil “Derribando Barreras” y Escuela Técnica sobre la experiencia de los mismos en su proyecto de silla de rueda para nieve y accesibilidad en el balneario municipal de dicha localidad.

Se genera relación con titular de la fabrica de Sillas Anfibas nacionales “Neptuno”, con el cual se intercambia información referida a la construcción de este tipo de tecnologías de adaptación.

Se indaga la información disponible en la web referida a estas tecnologías específicas, resultando muy limitada la información disponible, lo cual pone al proyecto en la complejidad de recorrer el camino del diseño, desarrollo y construcción de un modelo PROPIO de SILLA ANFIBIA, basado en observación de imágenes obtenidas y los conocimientos existentes en el grupo de trabajo.



3º Etapa: Conformación de equipos de trabajo.

Los profesores y alumnos participantes se organizan y dividen las tareas en grupos de trabajo:

- **Prensa y difusión:** Centro de Estudiantes y profesores acompañantes.
- **Diseño y construcción:** Profesores de 4º año Taller, alumnos de 5º y 4º año, prácticas profesionalizantes, profesores colaboradores.
- **Recursos materias y financieros:** Profesores colaboradores y Consejo Local de las Personas con Discapacidad.



4º Etapa: Campaña de recolección.

La comisión de Prensa y Difusión pone en marcha la campaña de recolección de reposeras de aluminio en desuso que los miembros de la comunidad local puedan tener en sus viviendas. Para ellos, en primer lugar los docentes y miembros del Centro de Estudiantes recorren los cursos de la escuela para difundir el pedido de reposeras de aluminio y definir los ejes de difusión para las recorridas radiales.

Se produce un SPOT de difusión de la campaña y se lo enviá al departamento de prensa municipal para su socialización en las diferentes radios locales.

Se realizan diversas visitas a radios locales con alumnos/as y profesores a comentar el proyecto y solicitar la donación de reposeras a la comunidad en general, se recorren no menos de 6 emisoras. Se realiza difusión en medios locales (radios, diarios, televisión, Internet) con la producción de un afiche digital.



Aquí podrá escuchar el SPOT radial de la campaña de recolección de reposeras emitido en las radios de la localidad, [CLIC AQUÍ](#)



5º Etapa: Construcción prototipo.

Se define construir un primer *PROTOTIPO* de silla anfibia a partir de caños de aluminio que se obtienen de la campaña de recolección de reposeras de aluminios en desuso a fin de reciclar las mismas en el 1º prototipo. Una vez logrado, se espera construir una silla de mejor calidad y prestaciones utilizando materiales acordes a las exigencias de su uso. Se construye una *MAQUETA en escala*, como una herramienta mas de diseño.

A tal fin se conforma el equipo de trabajo de profesores guía y alumnos constructores, con miras a llevar a delante el trabajo de diseño, desarrollo y construcción en jornadas de trabajo dentro del horario escolar.





6° Etapa: Generación de recursos presupuestarios

Se gestiona por intermedio del Consejo Local de las Personas con Discapacidad un aporte económico de \$10.000 por parte del Consejo Deliberante de la localidad de Villa Regina.

Estos fondos son utilizados en la adquisición de materiales acordes a la construcción de la SILLA ANFIBIA en comercios de Bahía Blanca, General Roca y Villa Regina:

- 4 Caño aluminio 25,4 mm x 3mm
- 4 kg Poliuretano expandido (2kg Lupranate – 2 kg Elastor)
- 2 Tubos goma eva negro 25,4 mm
- 5 ruedas plásticas neumáticas diámetro 32 cm
- 4 agarres para flotadores
- 1 metro barra grilon 50 mm
- 1,5 mtrs. barra aluminio 22.22mm (7/8 pulgada)
- 1,5 metros planchuela aluminio 50,8 mm x 8mm



Se gestiona en el Poder Ejecutivo Municipal, por intermedio del Intendente Municipal, los fondos necesarios para la adquisición de una soldadora de aluminio (TIG), la cual reúne las características requeridas para los trabajos de soldadura que requiere la SILLA ANFIBIA. La misma es adquirida a precio preferencial (costo), a modo de colaboración por parte del proveedor.

EL subsidio recibido equivale al importe de \$24350.-, a saber:

- Neo soldadora inv/tig ac/dc 250 ap \$17500
- Tubo argón 1,5 mtrs3 \$ 4950
- Esab regulador argón mini \$1900



Se gestionan la colaboración de la Asociación Moto Club Reginense, aportando elementos relacionados a la actividad de karting, más precisamente pontones plásticos, que serán utilizados para los flotadores de la SILLA ANFIBIA.





7° Etapa: Construcción SILLA ANFIBIA

Se inician las actividades de construcción por parte de alumnos/as constructores de 4° y 5° año, acompañados de profesores, dentro y fuera del horario escolar.

Se realizan adecuaciones de clases en cuarto y quinto año, para destinar jornadas de clases a la construcción de la SILLA ANFIBIA.

Por otra parte y en forma alternada se realizan jornadas de trabajo los días sábados, con todos/as aquellos/as alumnos/as que desean asistir, siendo acompañados por profesores responsables de la construcción.



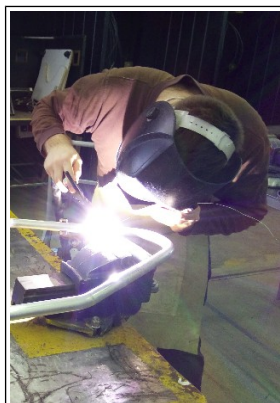
El siguiente video nos muestra a los/as alumnos/as constructores/as junto a sus profesores en diferentes jornadas de trabajo.

Para ver el video [clic aquí](#)



La construcción atraviesa diferentes complejidades, como lo son el diseño relacionado a las prestaciones y la construcción en general, algunos procesos son:

- Doblado de caños, uniones y **soldadura de aluminio** (lo cual resulta una tecnología poco frecuente, compleja y nueva para nuestra institución).
- Flotabilidad (flotadores laterales plásticos, interior de poliuretano expandido).
- Rodamientos y dirección.
- Mecanizados.
- Pintura.
- Tapicería.
- Pruebas de campo y modificaciones pertinentes.
- Otros.



El siguiente video nos muestra a los/as alumnos/as constructores/as en una de las jornadas extraescolares.

Para ver el video [clic aquí](#)

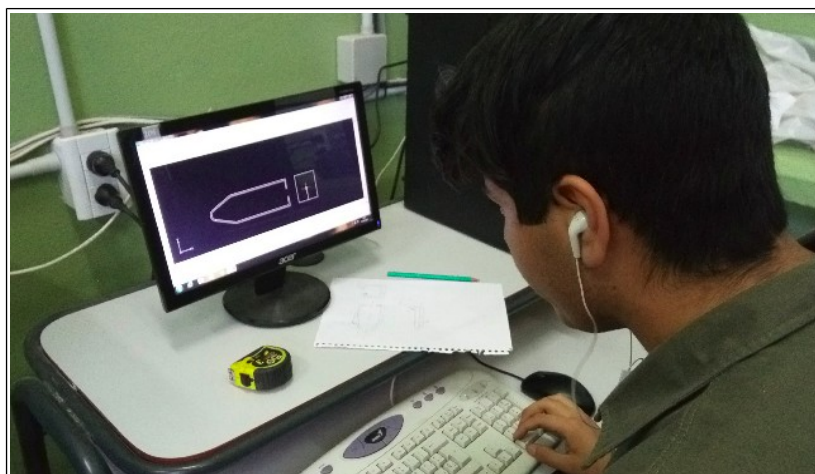


8° Etapa: Producción de planos.



Alumnos/as de **Prácticas Profesionalizantes** (5° y 6° año) y del taller de **Dibujo Asistido por Computadora**, realizarán planos en formato digital, por medio de software de dibujo asistido por computadora, del tipo CAD. No solo se generará la planimetría de la SILLA ANFIBIA, sino que también el despiece de la misma, a fin de suministrar esta información a toda institución pública interesada en los planos y detalles constructivos. Los mismos serán publicados en el sitio web de nuestra institución, como así también entregados al **INTI Villa Regina** para su difusión.

Tanto el presente proyecto como la planimetría será desarrollado bajo licencia Creative Commons 4.0 Internacional, con las siguientes características: Licencia Atribución – No Comercial – Compartir Igual.



9° Etapa: Pruebas de funcionamiento en condiciones controladas.



Se realizarán pruebas de funcionamiento referidas principalmente a la flotabilidad y estabilidad de la SILLA ANFIBIA en una piscina, donde se podrán realizar análisis y proyectar mejoras en condiciones controladas, ya que no es posible realizar estos análisis en las condiciones reales del balneario de la Isla N° 58. Dichas pruebas se realizarán en alguna de las piscinas de los clubes de la localidad.





10º Etapa: Pruebas de funcionamiento en condiciones reales.

Se realizarán pruebas de funcionamiento referidas principalmente a la flotabilidad y estabilidad de la SILLA ANFIBIA en condiciones reales, sometiendo la silla al traslado en el terreno pedregoso de la playa, para posteriormente ingresar a las corrientes del Río Negro y someter a la SILLA ANFIBIA a las condiciones reales que enfrentar en su utilización cotidiana en las temporadas de verano.



11º Etapa Final: Entrega SILLA ANFIBIA al C. L. P. D. V. R.

Se pretende realizar la entrega de la SILLA ANFIBIA, al Consejo Local de las Personas con Discapacidad de Villa Regina el día 3 de diciembre, ya que el mismo fue proclamado por las Naciones Unidas desde 1992 como el Día Internacional de las Personas con Discapacidad .

Algunas repercusiones:

<http://www.inet.edu.ar/index.php/rio-negro-construyen-silla-para-que-personas-con-discapacidad-puedan-banarse-en-el-rio/#ancla>

<https://www.argentina.gob.ar/noticias/rio-negro-construyen-silla-para-que-personas-con-discapacidad-puedan-banarse-en-el-rio>

<https://www.juntosparasumar.org/alumnos-construyeron-silla-anfibia/>

Declaración interés provincia:

<http://www.legismn.gov.ar/ORIGINAL/P00690-2017.pdf>



REDES INTERINSTITUCIONALES

Se pretende promover la creación de nuevas redes institucionales y ampliación de las ya existentes, de esta forma surgen relaciones con instituciones y profesionales de nuestra comunidad y de otras localidades como:

Consejo Local de las Personas con Discapacidad.

Concejo Deliberantes de Villa Regina.

Municipalidad de Villa Regina.

Instituto Nacional de Tecnología Industrial – INTI.

INET

Radios y Televisión.



PRODUCCIÓN CORTOMETRAJE

Durante el transcurso del proyecto, un equipo de alumnos/as y profesores con experiencia en la realización de cortometrajes⁴, realizarán entrevistas a los protagonistas y registrarán las actividades desarrolladas, con el propósito de elaborar un cortometraje que documente el trayecto.

Autores: Liberatore, Cristian y Riquelme, Fabiola

Cómo citar este texto:

Liberatore, Cristian y Riquelme, Fabiola (2017), Proyecto de Asistencia Social P.A.S. SILLA ANFIBIA CET N° 18. Centro de Educación Técnica N° 18, Río Negro, Ministerio de Educación de Río Negro.



Licencia Atribución - No Comercial - Compartir Igual (by-nc-sa): No se permite un uso comercial de la obra original ni de las posibles obras derivadas, la distribución de las cuales se debe hacer con una licencia igual a la que regula la obra original.

⁴Este grupo de docentes y estudiantes han sido premiados en dos oportunidades en el programa a *Rodar Escuela* del Ministerio de Educación de Río Negro 2016 – 2017.

Protótipo de um mobilizador passivo contínuo para reabilitação de ombro

Rubens dos Santos Rosa¹, Flávio Favarin², Felipe Augustus Alves Arantes³, Gabriel da Silva França⁴,
Giuliano Severino Caetano⁵, Igor Henrique de Souza⁶, Jorge Matheus Fernandes Quideroli⁷
1,2,3,4,5,6,7 Universidade Paulista - UNIP

Resumo

A Movimentação Passiva Contínua - MPC é um método de tratamento que proporciona a reabilitação rápida e segura do paciente. Essa técnica de tratamento pode ser aplicada no pós-cirúrgico imediato, uma vez que o equipamento realiza o movimento e o paciente também o faz mas de maneira passiva. Este motivo torna recuperação mais rápida, pois não exigirá esforços dos ligamentos, músculos e tendões. Nem todas as clínicas disponibilizam o MPC devido ao seu alto custo. Dessa forma o objetivo desse trabalho foi o desenvolvimento e a fabricação de um aparelho protótipo de movimentação passiva contínua de ombro, possibilitando a recuperação acelerada do membro a partir do pós-operatório, permitindo ao paciente voltar a fazer suas tarefas diárias em menor tempo. Para a implementação do protótipo foram utilizados métodos de fabricação mecânica específicos tais como: torneamento, fresagem e soldagem dos materiais, tornando o equipamento seguro e eficaz, proporcionando conforto para o paciente e principalmente tornando o equipamento acessível às clínicas fisioterapêuticas. O material que foi utilizado na produção foi o aço inox, cabos, polias, kit de automação basculante e sensores indutivos. Os resultados mostraram que o equipamento é viável e acessível ao mercado quando comparado a outros aparelhos comerciais.

Palavras chave: Mobilização passiva contínua (MPC), reabilitação de ombro, articulação de ombro.

1. Introdução

Um problema que tem gerado a necessidade de integrar profissionais da área de Fisioterapia e Engenharia de Mecânica, é o desenvolvimento de novos equipamentos aplicados ao tratamento de reabilitação pós-cirúrgico na reparação de articulações. O uso dos mesmos, quando associados à reabilitação da articulação do ombro, tem por finalidade restaurar a amplitude de movimento articular total por meio de movimentos passivos do braço, sem carga e emprego de força¹ (MASON e HOWARD, 2004).

Jensen (1999) afirma que a, o movimento passivo é aquele produzido por uma força externa, o qual é realizado em uma articulação, parte do corpo ou tecido, partindo de uma completa imobilização para o movimento contínuo. Salter e Field (1960) constataram que, a imobilização por compressão que é aquela feita por gesso ou tala gessada.

O conceito MPC - Movimentação Passiva Contínua foi proposto por Salter em 1970 resultante de uma série de investigações experimentais em animais, onde foram investigados os efeitos biológicos sobre a cicatrização e regeneração dos tecidos articulares de coelhos (O'DISCRROLL e GIORI, 2000). Depois, os estudos estenderam-se a humanos (SALTER et al., 1984). O primeiro registro de patente de equipamento de CPM foi obtido em (1978) para aplicações nas articulações do joelho e cotovelo (NICOLOSI e TURNER, 1978).

A terapia da reabilitação de ombro utilizando a MPC consiste em um método no qual o paciente fica sentado em uma cadeira de maneira estática, com o tronco apoiado sobre o encosto desta mesma cadeira, a mão do paciente é encaixada e acoplada em uma luva e esta mesma vai ser fixada em um cabo que tem a função de transmitir o movimento de “sobe e desce” do equipamento de MPC com a finalidade de mobilizar o ombro em um tempo e angulação de tratamento pré-estabelecidas pelo terapeuta.

Laupattarakasem (1988) afirma que, ao longo do tempo o método de MPC tem sido um recurso muito importante para prevenção e recuperação da rigidez articular em humanos, em especial para a articulação do ombro e cotovelo. Corroborando, Mazzer (2001) diz que pode ser também aplicado nas contraturas em flexão após a liberação cirúrgica, rigidez pós-traumática causadas de fraturas e luxações e auxiliar na resolução de edema do cotovelo durante o processo de cicatrização.

¹ koi_r@hotmail.com, número de telefone: (+55) 18-98122-5696

2. Materiais e métodos

O projeto teve por finalidade a fabricação de um equipamento que foi confeccionado com componentes de fácil acesso e de baixa complexidade para manutenção uma vez que qualquer pessoa que possua algum conhecimento de componentes mecânicos poderá dar manutenção, visando à viabilidade de aquisição proporcionando um maior custo benefício.

Alguns exemplos de materiais que não necessitaram de confecção ou modificação foram as polias, cabos, kit de automação basculante, sensores indutivos e rodízias

3. Fabricação e montagem

A estrutura do aparelho (Figura 1.) foi feita em aço INOX 304 redondo 3/4" espessura. 1,2 mm. Nessa estrutura foram fixados o atuador elétrico e o kit de automação basculante. O kit possui um carro de deslocamento linear, nele será fixada uma fita, a qual será encaixada em uma base superior apoiada em 2 roldanas e 4 rolamentos, deixando uma extremidade livre para ser acoplada à uma luva de formato pré-definido localizada na mão do paciente, de acordo com o esquema abaixo:



Figura 1. Mobilizador passivo contínuo - MPC.

A seguir foi instalado o kit de automação basculante, comumente usado na automação de portões, composto de uma rosca trapezoidal passo 5/8" para o movimento vertical e um motor elétrico de 0,5hp (373W), bem acima da potência mínima necessária, este kit foi instalado paralelo a escala mecânica, tendo a função de realizar o movimento de "sobe e desce" do aparelho. O mesmo é soldado do lado de traz da estrutura, tendo amplitude máxima de 1500 mm e soldado também em sua base na chapa da estrutura. Para fixação do motor são feitos 4 furos 3/8" na chapa base para parafusar a estrutura do motor. Depois de todo este procedimento foram instalados cabos, polias, sensores indutivos, rodas rodízias, e quadro de comandos

4. Resultados

Durante o ensaio de funcionamento que foi feito em vários ângulos e em várias velocidades, não foi observado nenhum deslocamento da base ou deslocamento relativo ao solo para nenhum dos carregamentos aplicados a estrutura durante o funcionamento do aparelho.

Porém os resultados clínicos da aplicação do MPC para tratamentos de reabilitação de ombro ainda estão em fase de análise e coleta de dados, pois a ideia inicial do trabalho foi de mostrar que a fabricação do equipamento é viável e barato.

5. Conclusão

O mobilizador passivo contínuo de ombro foi projetado para facilitar o trabalho do fisioterapeuta no sentido de reduzir os esforços físicos do trabalho cotidiano e repetitivo, auxiliando em lesões e cirurgias.

6. Referencias

Jensen, R.J. Dynamic continuous passive motion chair. United States Patent n. 5976097. November 2, 1999.

Laupattarakasem, W. Short term Continuous Passive Motion. The Journal of Bone and Joint Surgery [Br], v. 70-B, pp. 802-806, 1988.

Mason, J.T., Howard, M.E. Continuous passive motion device for rehabilitation of the elbow or shoulder. United States Patent Application Publication n. US20040087880A1, May 6, 2004.

Mazzer, P.Y.C.N. Desenvolvimento de um aparelho de movimentação passiva contínua para o cotovelo. Dissertação (Mestrado em Bioengenharia) - Universidade de São Paulo, São Carlos, SP, 2001.

Nicolosi, J.P., Turner M.M. Physical Therapy Apparatus and Method. United States Patent n. 4089330, May 16, 1978.

O'driscoll, S.W., Giori N.J. Continuous passive motion (CPM): theory and principles of clinical application. Journal of rehabilitation research and development, v. 37, n. 2, pp. 179-188, 2000.

Salter, R.B. et al. Clinical application of basic research on continuous passive motion for disorders and injuries of synovial joints: a preliminary report of a feasibility study. Journal of Orthopedic Research, v. 1, n. 3, pp. 325-342, 1984.

Salter, R.B., Field, P. The effects of continuous compression on living articular cartilage investigation. Journal of Bone and Joint Surgery, v. 42-A, pp. 31-49, 1960.

Plataforma Reclinable para Atención Médica a Personas con Discapacidad Motriz

Emiliano Agost, eagost@inlutec.com.ar, (549) 0351 157540513

Resumen

Inlutec es un emprendimiento dedicado al desarrollo de plataformas reclinables para atención/asistencia médica a personas con discapacidad motriz. Dicha plataforma permite que cualquier tipo de paciente que utilice silla de ruedas pueda ser atendido de manera correcta y segura por parte de un profesional que requiera reclinarlo (ej. Odontología). La principal característica de este desarrollo es que el paciente puede acceder por sus propios medios sin la necesidad de tener que ser trasladado de su silla de ruedas, evitando así una atención deficiente y poco inclusiva. Es apta para cualquier tipo de paciente y silla (adultos, niños, obesos, sillas posturales, eléctricas), tiene respaldo y apoya cabeza regulable, es plegable y transportable y cuenta con motorización eléctrica de bajo voltaje y cero mantenimiento, lo cual permite utilizar el equipo incluso sin suministro eléctrico, gracias a sus baterías de respaldo. Es un desarrollo 100% nacional único en la región, que propone un medio necesario para brindar una atención sanitaria digna, segura y sobre todo inclusiva.

Palabras clave: Inclusión, Medicina_inclusiva, Odontología, Discapacidad, Diseño_industrial

1 Diseño y desarrollo

El proyecto nace a fines del año 2016 con el desarrollo de una plataforma reclinable y móvil (Fig. 1) con el objetivo de permitir una adecuada asistencia/atención médica a personas con discapacidad motriz. En un primer momento, y a partir del análisis de numerosos estudios acerca de las necesidades de las personas con discapacidad motriz (Obome, 1990; Panero y Zenik, 1979; entre otros), se elaboró un primer prototipo funcional, cuya principal característica era la del acceso independiente del paciente (Fig. 2). Este prototipo fue validado técnicamente por profesionales de universidades y organismos públicos (Fig. 3). A partir de dicha validación, se desarrolló el modelo final, el cual incluye las mejoras señaladas por los usuarios en las pruebas. Este equipo final fue probado y expuesto con éxito en distintos organismos y eventos (Fig. 4) y ya se encuentra en etapa de comercialización.



Fig. 1. Plataforma reclinable para atención/asistencia médica a personas con discapacidad motriz.



Fig. 2. Acceso independiente a la plataforma.



Fig. 3. Validación técnica del primer prototipo realizada por el equipo de postgrado de odontología y discapacidad de la UCA.



Fig. 4. Pruebas del equipo final realizadas en la Fundación FOES.

Referencias

- INDEC (2018). *Estudio Nacional sobre el perfil de las personas con discapacidad. Resultados definitivos 2018*. Disponible en https://www.indec.gob.ar/ftp/cuadros/poblacion/estudio_discapacidad_12_18.pdf.
- Oborne, D. (1990). *Ergonomía en acción*. México DF, Trillas.
- Panero, J. y Zenik, M. (1979). *Las dimensiones humanas en espacios interiores*. Barcelona, Gili.

IBERDISCAP 2019

Gonzalo Martínez^a, Jorge Pedra^b, Diego Tivano^c

^{a, b y c} Facultad de Ingeniería - UNRC, Ruta Nacional 36 – Km. 601 X5804BYA Río Cuarto, Córdoba.

COHESIÓN DE ELEMENTOS RECICLABLES, MATERIALES TERMOFUSIONABLES Y PIEZAS EN IMPRESIÓN 3D PARA LA FABRICACIÓN DE UNA SILLA ANFIBIA DE BAJO COSTO PARA PERSONAS CON DISCAPACIDAD

Resumen

El presente trabajo muestra cómo integrando diferentes materiales plásticos como elementos de origen reciclables (tachos plásticos de 200 lts.), materiales termofusionables como los usados para instalaciones domiciliarias de agua y pequeñas piezas plásticas obtenidas de impresión 3D pueden integrarse para pasar a formar parte de una silla anfibia para personas con Discapacidad. Partes constitutivas de la misma como estructura chasis, respaldar, y ruedas pueden fabricarse de forma fácil, sin herramientas sofisticadas y del tipo armado en casa. Esto implicaría un producto de bajo costo comparándolos con los del mercado, posibilitando a un mayor número de personas con problemas de discapacidad al acceso a las mismas.

En una sociedad que cada vez más debe proteger su medio ambiente, la reutilización de materiales plásticos para la generación de nuevos productos resulta casi indispensable. El uso de envases ya utilizados y en descarte como así también la utilización de piezas pequeñas en impresión 3D hacen de este modelo de utilidad un producto sustentable.

El presente trabajo se enmarca en un trabajo de Investigación titulado: Diseño y Desarrollo de una Silla Anfibia para Personas con Discapacidad – PPI 2016-2019, SECRETARIA DE CIENCIA Y TECNICA, UNRC.

Palabras clave: Diseño, Fabricación, Sustentabilidad, Silla_Anfibia

Sistema de control por voz de camas de internación

A. Gabriel Pizá^{1a,b}, Facundo A. Lucianna^{a,b}, Pablo A. Flores^c, Jorge H. Soletta^{a,b}, Luis A. Rocha^{b,c}, Fernando D. Farfán^{a,b}

^a Instituto Superior de Investigaciones Biológicas (INSIBIO), CONICET-UNT. Av. Independencia 1800, 4000 – Tucumán, Argentina; ^b Departamento de Bioingeniería, Facultad de Ciencias Exactas y Tecnología, UNT. Av. Independencia 1800, 4000 – Tucumán, Argentina; ^c Dirección General de Gestión de Tecnologías Médicas, Sistema Provincial de Salud (SIPROSA), Ministerio de Salud de Tucumán. Virgen de la Merced 196, 4000 – Tucumán, Argentina.

Resumen

En el presente trabajo se presenta el desarrollo de un sistema electrónico de control de una cama de internación a través de comandos de voz. El interés, surge de la posibilidad de brindarle a un paciente postrado por cuadriplejía, la capacidad de controlar a voluntad la posición de su cama. Si bien, el trabajo fue realizado para un paciente en particular, los resultados del mismo sientan precedentes para abordar una importante problemática de la salud: la discapacidad. En este contexto, se abordaron los siguientes objetivos: 1) corto plazo (6 meses): proveer a un paciente con internación domiciliaria, postrado por cuadriplejía, un sistema de control que le permita controlar a su voluntad la posición de la cama donde se encuentra y, 2) largo plazo (1 año) desarrollar, haciendo uso de sistemas embebidos, un sistema independiente basado en algoritmos de inteligencia artificial para el reconocimiento de voz. Los resultados obtenidos, actualmente benefician a un paciente en particular con el que se inició el proyecto y a futuro beneficiará directamente a los servicios de internación del Sistema Provincial de Salud de Tucumán. Además, los alcances de los desarrollos que surgieron de este proyecto podrían ser expandidos al ámbito privado y/o domiciliario.

Palabras clave: accesibilidad, cuadriplejía, control por voz, internación domiciliaria

1. Introducción

Durante el último censo realizado en Argentina en el año 2010 en la provincia de Tucumán existían aproximadamente 205.621 personas discapacitadas, lo que representaba un 14,3% de la población de ese año [1]. Un estudio histórico demuestra que se han otorgado 23.140 carnet único de discapacidad (CUD) en el periodo comprendido entre los años 2001 y 2009 [2]. Adicionalmente se han entregado 47.355 CUD en el periodo de tiempo comprendido entre el año 2011 y 2016 [3]. Con lo cual se han entregado 70.495 CUD lo que representa el 34,28% del total de la población de personas discapacitadas. La Junta de Discapacidad y Categorización de Prestadores del Sistema Provincial de Salud (JDCP - SIPROSA) reporta que, durante el 2018, a 807 personas se le entregó el CUD. Utilizando el diagnóstico se agruparon a los pacientes en seis tipos de discapacidades. Los porcentajes más altos corresponden a pacientes diagnosticados con parálisis cerebral, retraso mental y dificultades motoras.

Tras los datos dados por la JDCP, la Dirección General de Gestión de Tecnologías Médicas (DGGT) del SIPROSA se encontró con la necesidad de dar una solución asistiva desde el punto de vista tecnológico en el sector público a una gran porción de los habitantes de la provincia que además va en aumento año a año. En ese contexto, la DGGT comenzó a trabajar en conjunto con el Laboratorio de Investigación en Neurociencias y Tecnologías para la Rehabilitación y el Deporte del Departamento de Bioingeniería, Facultad de Ciencias Exactas y Tecnología, Universidad Nacional de Tucumán y Consejo Nacional de Investigaciones Científicas y Técnicas (LINTEC, DBI, FACET, UNT-CONICET) en el desarrollo y transferencia de tecnologías que permitan implementar soluciones a medida para necesidades identificadas en la provincia de Tucumán destinado a pacientes que sufran limitaciones de accesibilidad producidas por una o más discapacidades. La accesibilidad es el grado en el que todas las personas pueden utilizar una cosa, visitar un lugar o acceder a un servicio, independientemente de sus capacidades técnicas, cognitivas o físicas.

Como primera colaboración entre el LINTEC y DGGT se propuso el desarrollo de un sistema electrónico de control periférico de una cama de internación a través de comandos de voz. El interés de este trabajo se

¹ gpiza@herrera.unt.edu.ar, número de teléfono: (+54) 9 381 578 5727

funda en la posibilidad de brindarle a un paciente postrado por alguna afección con la posibilidad de hablar, pero no de moverse, la capacidad de controlar la posición de su cama. Para esto, se propuso alcanzar los siguientes objetivos:

- 1) *Corto plazo*: Proveer a un paciente particular del Sistema Provincial de Salud de Tucumán con internación domiciliaria, postrado por cuadriplejía, un sistema de control periférico que le permita controlar a su voluntad y a través de un software en su computadora (la cual dispone de un sistema de reconocimiento de voz), la posición de la cama donde se encuentra. La elección del paciente para el corto plazo se fundamentó que era un paciente muy activo, con una experiencia de más de 10 años en el uso de una PC con un sistema de reconocimiento de voz.
- 2) *Largo plazo*: Desarrollar, haciendo uso de sistemas embebidos, un sistema independiente que se incorpore al sistema anterior y sustituya la PC externa por circuitos electrónicos que ejecuten los programas diseñados, algoritmos de inteligencia artificial para el reconocimiento de voz, y protocolos de comunicación serie vía USB. De esta manera se podrá brindar a los pacientes postrados que no dispongan de una PC adecuada, la posibilidad controlar a su voluntad y a través de instrucciones por voz, la posición de la cama.

Este trabajo presenta el resultado del desarrollo del corto plazo, tanto del hardware como el software, el cual se encuentra actualmente en uso por el paciente. A largo plazo, cuando el proyecto finalice, se busca beneficiar directamente a los servicios de internación del SIPROSA. Además, los alcances de este proyecto pueden ser expandidos al ámbito privado y/o domiciliario.

2. Materiales y Métodos

2.1. Planificación

Este sistema se diseñó para un caso particular, un paciente en internación domiciliaria el cual el SIPROSA había acondicionado la habitación del paciente (Figura 1A) instalando una cama de internación y una PC con el software Dragon NaturallySpeaking version 15. Además, se montó un monitor LCD de 29 pulgadas frente a la cara del paciente, el cual tenía un brazo montado al techo a una distancia que independientemente del movimiento de la cama, siempre quedará a la vista del paciente. El paciente tiene cercano a su cara un micrófono y cuenta con amplia experiencia en el uso del software de reconocimiento de voz, el cual lo usa para controlar su PC. Teniendo en cuenta esa configuración, se realizó la planificación para alcanzar el objetivo a corto plazo en un tiempo máximo de 6 meses.

Los pasos determinados en la planificación fueron:

- Develar protocolos de comunicación y las secuencias de cada función de la cama de internación.
- Diseño del nuevo sistema de control periférico: Identificar las necesidades tecnológicas para cubrir los requerimientos establecidos y diagramar las bases de hardware y software del sistema.
- Desarrollo del hardware: Selección del sistema electrónico óptimo para la problemática. Instalación física en la cama. Comunicación con la PC del paciente.
- Interfaz de usuario: Desarrollo de los algoritmos necesarios para el control del sistema electrónico e interfaz de usuario en la PC del paciente.
- Pruebas de uso: Ensayos de banco. Ensayos en el campo.

Para garantizar la seguridad del paciente, de los posibles usuarios en el desarrollo del sistema se consideraron las siguientes disposiciones de la Administración Nacional de Medicamentos, Alimentos y Tecnología Médica (ANMAT): Disposición N° 969/97 (con las modificaciones de la Disp. N° 6550/2008) relacionadas con los Ensayos Clínicos de Productos Médicos y, la Disposición N° 4306/99 relacionada a los Requisitos Esenciales de Seguridad y Eficacia de los Productos Médicos [4].

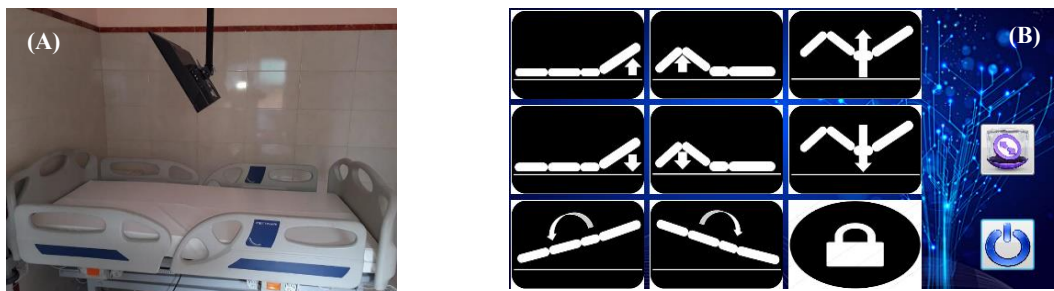


Figura 1: A - Acondicionamiento de la cama de internación en la casa del paciente. B – Interfaz del software.

2.2. Elementos utilizados para la construcción del sistema

Para la construcción del sistema se utilizaron recursos de hardware y de software:

1. *Cama de internación Pettinari PM Milenium*. La cama es del mismo modelo de la que se le instaló al paciente en su casa. Cuenta con la posibilidad de cambiar mediante un sistema de control la altura de la cama, del sector superior, de los pies y posiciones de Trendelemburg y Antitrendelemburg, es decir 8 posibles movimientos. Posee un control alámbrico con 8 botones que permiten el movimiento de la cama. Tanto los actuadores como la unidad de control son de la marca Linak.
2. *Impresora 3D CODEX 2020*. Para la construcción de las piezas que fueran necesarias para el sistema se utilizó una impresora 3D con filamento de PLA.
3. *Software de automatización del diseño electrónico KiCad EDA*. Para el diseño del PCB del circuito del sistema se utilizó el software KiCad version 5.1.

3. Resultados

En el desarrollo del sistema, se diagramó el sistema dividiendo en partes, permitiendo llegar a desarrollar la etapa de corto plazo y permitir, luego cambiar alguna de las partes sin modificar el conjunto, el objetivo de largo plazo. Teniendo esto en cuenta se dividió al sistema en tres bloques. El primero es la cama de internación comercial. El segundo bloque es el encargado de traducir las instrucciones que provengan de una PC, o cualquier otro dispositivo que estas aguas arriba, a los comandos propios de la cama de internación para moverla. Y el tercer bloque es para el desarrollo de este trabajo una PC con un software específico que junto al software de control voz envía al dispositivo del segundo bloque los comandos para controlar la cama.

3.1. Cama de internación (1er bloque)

Se realizó un procedimiento de ingeniería inversa sobre la comunicación de los paneles de comando a la unidad de control de la cama de internación. Tras estudiar la comunicación digital que realiza el módulo de control en sus diferentes partes, se eligió la comunicación entre el control alámbrico y la unidad de control. El dispositivo del segundo bloque imita a los interruptores del control. Para que haya una total aislación entre el sistema y la cama de internación, se utilizaron opto-acopladores, uno por cada botón. Se realizaron diferentes pruebas, colocando los diferentes opto-acopladores, estimulándolos y viendo si estos podían mover la cama, además, se verificó la total aislación eléctrica de la cama con respecto al circuito de opto-acopladores.

Una vez hecho esto, se diseñó la placa con el software KiCad y se envió a que se construya. Con la placa realizada, se volvieron a realizar las mismas pruebas. Se utilizaron un total de 8 opto-acopladores para incluir todos los movimientos posibles de la cama.

Una ventaja de esta forma de comunicación que es adaptable a otras camas de internación, si se coloca paralelo a los botones de control, se puede utilizar sin mayores cambios más que el número de salidas.

3.2. Módulo de inter-comunicación (2do bloque)

Este bloque es el encargado de recibir un comando desde la PC y mediante una salida digital alimentar a uno de los opto-acopladores para accionar la función que se requiera. Este bloque no posee grandes exigencias de tiempo, ya que la velocidad de reacción es del orden del segundo, tampoco hay grandes exigencias de realizar varias tareas, siendo la única dificultad que haya una forma de comunicar con una PC mediante un estándar que sea usado por PC modernas. Por todas estas consideraciones, se decidió utilizar como sistema embebido a una placa Arduino UNO, ya que la misma es fácil de programar, se consigue a un bajo costo y posee ya implementado comunicación serie, lo que es un protocolo de comunicación estándar que no requiere de drivers especiales para funcionar en cualquier sistema operativo, y lo implementa por USB que es bus de comunicación

que se encuentra en cualquier PC y que por diseño se mantiene retro-compatibilidad con sus diferentes versiones. Además, se aprovecha el puerto USB para alimentar al Arduino.

El software que se programó en Arduino espera recibir cada medio segundo caracteres en ASCII, los cuales cada uno significa activar unos de los opto-acopladores mediante las salidas lógicas para que la cama realice una de las funciones.

La placa de Arduino UNO junto a la placa de opto-acopladores fueron montados en un gabinete hecho a medida e impreso 3D, el cual se puede colocar en la cama mediante agarres, sin alterar la estructura de esta y con un sistema de aislación de líquidos que puedan afectar al circuito.

3.3. *Software de control en PC (3er bloque)*

El tercer bloque en el corto plazo es un software que se instaló en la PC del paciente que junto al software de reconocimiento de voz puede enviar comandos al módulo de inter-comunicación para activar las diferentes funcionalidades de la cama. El software está programado en C# teniendo en cuenta que este lenguaje es de fácil utilización para este tipo de software y con gran integración con el sistema operativo Microsoft Windows 10 que es el que el paciente tiene instalado.

La interfaz imita al panel de la cama (Figura 1B), de tal forma que, mediante el software de reconocimiento de voz, el paciente puede hacer “click” en uno de los botones. Cuando se selecciona uno de los botones, este queda “accionado”, y el software envía mediante comunicación serie al módulo de inter-comunicación el carácter ASCII correspondiente a la funcionalidad deseada. Esto se repartirá hasta que el usuario desee detener el movimiento o pase 30 segundos (que es el tiempo máximo que le lleva a la cama a realizar el 100% del movimiento en cualquiera de sus funciones). Por otro lado, el software puede detectar si el módulo de inter-comunicación está conectado o no, quedando los botones de la interfaz desactivados hasta que encuentre al módulo, de tal forma que el usuario sepa si hubo algún problema o por si algún motivo se desconectó.

Al software se le realizaron diferentes pruebas unitarias y de banco, preparándolo que, ante algún fallo, se cierre, desactivando cualquier comando que se esté enviado.

4. Conclusiones

Una vez superadas con éxito las pruebas de banco, el sistema fue puesto a prueba por el usuario final. El paciente realizó una serie de pruebas de aceptación, el dónde se verificó el correcto funcionamiento del sistema el domicilio residencial, y se verificaron si satisfacía las necesidades del paciente principalmente enfocadas en la usabilidad del día a día. Con esto se dio por concluido la primera etapa, para dejar allanado el camino a la segunda parte del proyecto. Es importante notar que este diseño es aplicable al usuario particular objetivo de este trabajo, pero que el objetivo a largo plazo, que está actualmente en desarrollo, cambia el tercer bloque por un sistema embebido con reconocimiento de voz. Esto va a permitir que cualquier paciente que pueda comunicarse pueda controlarlo con comando sencillos. En aquellos casos de pacientes con disartria vocal se deberá readaptar con una solución a medida. Queda en manifiesto la dificultad del desarrollo de tecnología asistiva, ya que se debe adaptar a la medida de la necesidad y situación de cada persona.

Cabe por ultimo recordar que esta es la primera colaboración entre el DGGT y el LINTEC para la realización de tecnología asistiva para pacientes que están dentro del ámbito de la salud pública, y que con este no se pretende cubrir la mayoría de los casos, sino que mediante un diseño dividido en bloques, poder readaptarlo a otras situaciones rápidamente, sin recaer en la necesidad de realizar una implementación de cero para cada caso.

5. Referencias

- [1] Dirección de estadística de la Provincia de Tucumán (2015). *Distribución espacial de la discapacidad en la provincia de Tucumán según CENSO 2010*. Detalles en <http://estadistica.tucuman.gov.ar/index.php/2015-03-20-13-19-09/discapacidad>
- [2] Jarma, N., Isgro, C., & Pérez, A. (2009). Discapacidad en la provincia de Tucumán. *X Jornadas Argentinas De Estudios De Población*. Asociación De Estudios De Población De La Argentina, San Fernando del Valle de Catamarca.
- [3] Servicio Nacional de Rehabilitación (2016). *Anuario Estadístico Nacional sobre Discapacidad (2011-2016)*. Detalles en <https://www.argentina.gob.ar/sites/default/files/anuario-2016.pdf>
- [4] Administración Nacional de Medicamentos, Alimentos y Tecnología Médica (n.d.). *Legislación*. Detalles en <http://www.anmat.gov.ar/webanmat/legislacion.asp>. Accedido en 25 de julio de 2019.

Síndrome de Enclaustramiento

Dispositivo de Comunicación con salida de voz por control ocular

Valeria Prodan, Natalia Meda, Ivana Triay, Daniel Villanueva, Marcos Rey
FLENI. Centro de Rehabilitación. Escobar, Argentina

Introducción:

Los pacientes con Síndrome de Enclaustramiento (Locked in) presentan una parálisis completa de los músculos que intervienen en los movimientos voluntarios, con preservación parcial de los movimientos oculares, e imposibilidad de comunicarse verbalmente, manteniendo un estado de plena conciencia.

Existen variaciones dentro de este cuadro clínico que han dado lugar a diferentes clasificaciones.

Objetivos:

Describir el abordaje terapéutico de una paciente con Locked In (LIS), utilizando un dispositivo de comunicación portátil con salida de voz, controlado por los ojos.

Descripción y Metodología:

Paciente de 23 años con cuadro clínico coincidente con LIS, secuelar a accidente cerebro vascular pontino bilateral, por lesión trombótica de arteria basilar.

Se comenzó el abordaje terapéutico, con estrategias de comunicación aumentativa-alternativa (CAA) de baja tecnología desde la internación en su etapa sub-aguda.

En una segunda etapa se realizó entrenamiento en la Clínica de Tecnología Asistiva, con dispositivo por control ocular, para lo que se seleccionó como único punto de acceso el movimiento ocular del ojo izquierdo. Esto le permitió acceder a un sistema de comunicación alternativa con salida de voz, por medio del uso de las plantillas (de baja tecnología) ya diseñadas y entrenadas con la paciente.

Resultados:

A lo largo del entrenamiento, su desempeño en el uso del dispositivo con salida de voz, fue mejorando notablemente, observándose incrementos en la velocidad de escritura, reducción de errores ortográficos y aumento de la tolerancia en las sesiones.

Conclusiones:

En los casos con LIS, el abordaje terapéutico con alta tecnología, es la herramienta fundamental que les brinda la posibilidad de comunicarse, mantenerse socialmente activos y ser partícipes de actividades significativas, mejorando así su calidad de vida.

IBERDISCAP 2019

Gonzalo Martínez^a, Erica Zurita^b, Fernando Cappellari^c

^{a, b, c} Facultad de Ingeniería - UNRC, Ruta Nacional 36 – Km. 601 X5804BYA Río Cuarto, Córdoba.

IMPRESIÓN 3D EN LA FABRICACIÓN DE PARTES COMPONENTES DE UNA SILLA ANFIBIA DE BAJO COSTO PARA PERSONAS CON DISCAPACIDAD

Resumen

El presente trabajo muestra como a través del uso de la Impresión en 3D (3 Dimensiones) es posible la fabricación de ciertas partes componentes de una silla anfibia de bajo costo para personas con Discapacidad. El mundo de la tecnología de impresión 3D y en lo que respecta a la tecnología de fabricación aditiva, posibilita la personalización de diseños y de objetos adaptada a cada caso particular. Por ello es posible a través de diferentes diseños la fabricación de ciertas partes como bisagras, refuerzos, pernos, trabas, etc. de la silla anfibia. A esto se le agrega la posibilidad de agregar además elementos personalizados como apoyos y elementos de seguridad adaptados a la persona, teniendo en cuenta su grado de discapacidad, morfología o condición física. La tecnología de impresión 3D promete ser un elemento central en los modos de producción, dada la facilidad de transformar objetos físicos en datos y datos en objetos físicos.

El presente trabajo se enmarca en un trabajo de Investigación titulado: Diseño y Desarrollo de una Silla Anfibia para Personas con Discapacidad – PPI 2016-2019, SECRETARIA DE CIENCIA Y TECNICA, UNRC.

Palabras clave: Diseño, Impresión_3D, Silla_Anfibia

IBERDISCAP 2019 – Mapa Tátil Sonoro

João Vilhete Viegas D'Abreu^{1a}, Camila Prata Almeida^b

^a Núcleo de Informática Aplicada à Educação – NIED/UNICAMP, rua 06 de Agosto, 50 – Barão Geraldo, Campinas - SP, Brasil, 13083-873; ^b Faculdade de Engenharia Elétrica e Computação – FEEC/UNICAMP, Av. Albert Einstein, 400 - Barão Geraldo, Campinas - SP, Brasil, 13083-852

Resumo

Uma das formas de compreensão e orientação espacial que usamos no dia a dia é por meio de mapas e maquete. No entanto, para pessoas com deficiência visual esta não é uma tarefa fácil. Para esses indivíduos, a compreensão e a orientação espacial de um determinado espaço geográfico tornam-se mais eficazes quando associamos mapas e maquetes à recursos táteis e sonoros. Nesse sentido, o projeto Mapa Tátil Sonoro (MTS) consiste na elaboração de mapas que contém objetos volumétricos que representam elementos do meio urbano, como praças, prédios e ruas, sendo eles identificados com etiquetas NFC (*Near Field Communication*). Essas etiquetas são lidas pelo aplicativo desenvolvido, *SmartMTS*, retornando uma mensagem sonora, identificando assim o local referenciado. Ao utilizar o Mapa Tátil Sonoro, a pessoa com deficiência visual pode se orientar de forma autônoma, permitindo assim uma maior interação com o seu entorno e, conseqüentemente, com a sociedade.

Palavras chave: maquete, acessibilidade, aplicativo.

1. Introdução

Planejar e melhorar a acessibilidade arquitetônica e tecnológica e também aumentar o nível de integração de pessoas com deficiência visual nos mais variados espaços urbanos que elas frequentam, é uma área de estudos que vem sendo desenvolvida no Núcleo de Informática Aplicada à Educação (NIED), da Unicamp. Isso está em consonância com estudos sobre a orientação espacial, que buscam entender como as pessoas elaboram as suas estratégias de percurso e de reconhecimento de um espaço a partir das informações disponíveis (MacLennan, 2011). Neste estudo iniciou-se o desenvolvimento de Mapa Tátil Sonoro (MTS), no qual foi integrado etiquetas NFC (Near Field Communication – ou comunicação de campo próximo), que possibilita a comunicação deste com um *smartphone*. Isso tornou a utilização do MTS, figura 1, uma tarefa intuitiva e autônoma, que a pessoa com deficiência visual realiza livremente.



Figura 1: Mapa Tátil Sonoro da Unicamp

O Mapa Tátil Sonoro tem como objetivo ser uma ferramenta que propicia percepção sonora e tátil, de um determinado espaço geográfico, com a finalidade de facilitar a orientação espacial de pessoas com deficiência visual (d'Abreu, 2011). Ao aproximar o *smartphone*, com o aplicativo *SmartMTS* desenvolvido pelos autores, das etiquetas NFC colocadas nos pontos arquitetônicos do mapa (edifícios, ruas, pontos de ônibus, etc) é reproduzida a descrição sonora daquele ponto. De forma audível, o *smartphone* descreve por exemplo, o tipo

¹ jvilhete@unicamp.br, (+55) 19 99198 8008, www.nied.unicamp.br

do edifício, serviços a qual este se destina, informações no entorno, dentre outros atributos. Para utilizar o instrumento MTS é preciso instalar no *smartphone* do usuário o aplicativo *SmartMTS*.

O primeiro projeto do MTS foi desenvolvido para o campus da Unicamp em Barão Geraldo, Campinas-SP. Entretanto, com os bons resultados alcançados até então, o projeto vem sendo expandido para outros espaços urbanos, fora do Campus, para os quais estão sendo desenvolvidos outros tipos de MTS. Um dos espaços urbanos no qual o MTS vem sendo utilizado é o Centro Cultural Louis Braille, que se dedica a desenvolver e incluir a pessoa com deficiência visual no meio social, oferecendo serviços e atividades educacionais, culturais, sociais e de bem-estar físico e psicológico. O objetivo deste projeto, ora apresentado, é desenvolver mapas táteis sonoros para o Centro Cultural Louis Braille e outros espaços urbanos externos a Unicamp por onde circulam pessoas com deficiência visual.

Neste sentido, o projeto está em consonância com, pelo menos, três dos Objetivos de Desenvolvimento Sustentável (ODS) da ONU como: promover/assegurar vida saudável e bem-estar para todos em todas as idades; tornar as cidades e os assentamentos humanos inclusivos, seguros, resilientes e sustentáveis; promover sociedades pacíficas e inclusivas para o desenvolvimento sustentável. Este projeto foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa Envolvendo Seres Humanos, da Unicamp, tendo como registro o número 90948218.8.0000.8142.

2. Desenvolvimento

Na medida em que um projeto adequado de orientação espacial confere maior autonomia e autoconfiança ao indivíduo que realiza um percurso, seja no ambiente interno ou externo (Bins Ely et al, 2004), desenvolver um Mapa Tátil Sonoro consiste fundamentalmente em implementar algumas etapas consideradas essenciais para que uma pessoa com deficiência visual de forma autônoma possa realizar neste instrumento um determinado percurso. Por exemplo, percorrer no mapa, de forma tátil, o correspondente a um percurso real de 700 metros constituído de ruas e edifícios. Ou ainda, identificar diferentes setores (Diretoria Acadêmica, Bibliotecas, Pró-reitorias, dentre outros) em um edifício cuja atividade é de atendimento ao público.

O MTS é constituído dos seguintes elementos: 1) mapa da região de interesse 2) pontos arquitetônicos (edifícios e ruas); 3) etiquetas NFC; 4) o aplicativo *SmartMTS*. Esses elementos atuando de forma conjunta constituem o instrumento MTS.

O mapa da região de interesse é a imagem, em escala, captada pelo *Google Maps* de trecho de um espaço urbano ou de um prédio e impressa em material durável do tipo lona. Este mapa contém os pontos arquitetônicos (edifícios e ruas) que queremos representar.

Os pontos arquitetônicos de referência são fabricados, em escala reduzida, em uma impressora 3D, respeitando as formas originais dos edifícios, as figuras 2 e 3 representam, respectivamente, um edifício no formato original e a impressão em 3D deste para o MTS. O processo de produção dos pontos consiste em desenhar a arquitetura dos pontos, no software de projetos mecânicos CAD 3D *Autodesk Inventor* e em seguida imprimir esses pontos em plástico ABS. Sobre cada ponto arquitetônico existe um espaço para se colocar a etiqueta NFC, que identifica/descreve aquele ponto (Rocha et al, 2017).



Figura 2: Foto do edifício no formato original

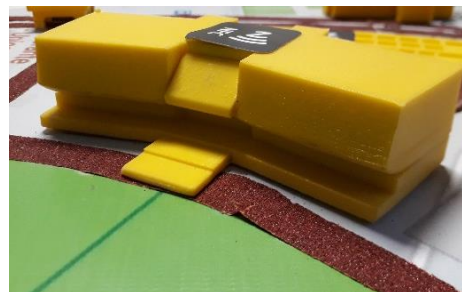


Figura 3: Edifício impresso em 3D

As etiquetas NFC são dispositivos passivos, ou seja, não possuem fonte própria de energia, capazes de armazenar e transmitir informações. A etiqueta é constituída por uma antena e um chip NFC. Esta funciona quando um *smartphone*, que possui recursos NFC, é colocado próximo a ela. Do ponto de vista técnico isto significa que, uma vez próximo da etiqueta, o *smartphone* emite um campo eletromagnético que faz o fluxo magnético variar na área da antena da NFC. Essa variação induz uma tensão na antena, que leva a circulação de uma corrente elétrica e, como consequência, alimenta o chip NFC. A partir disso, as etiquetas transmitem ao aparelho celular as informações nelas contidas que são reproduzidas de forma audível. Este processo ocorre de maneira rápida, sendo necessário que o aparelho e a etiqueta estejam próximos (entre 0,5 e 1,0 cm) para que ocorra boa comunicação entre eles.

O software *SmartMTS* tem como função realizar a leitura de etiquetas NFC, previamente cadastradas no aplicativo. Após a identificação, o *SmartMTS* retorna uma mensagem sonora para que a pessoa com deficiência visual consiga reconhecer usando as mãos, um determinado ponto, conforme mostrado na figura 4. Além da informação sonora, o *smartphone* exibe também a imagem do ponto arquitetônico que está sendo descrito. Este recurso foi pensado buscando atender as pessoas com baixa visão ou mesmo videntes que utilizam o instrumento MTS. O *SmartMTS* foi implementado utilizando-se o ambiente de desenvolvimento de aplicativos *Android Studio*, com linguagem de programação *Java*. Ao executar o aplicativo, o celular ativa seu leitor de etiquetas NFC e passa a buscar um sinal de resposta. Ao aproximar o celular da etiqueta uma informação sonora é emitida, baseada na identificação da etiqueta NFC. O aplicativo *SmartMTS* está sendo atualmente registrado junto ao Instituto Nacional de Propriedade Intelectual (INPI).



Figura 4: Identificação do ponto de referência

Durante o processo de construção do MTS ocorreu a participação do usuário (pessoas com deficiência visual) de forma a atender as necessidades do mesmo e definir corretamente os pontos que serão referenciados no MTS. Esta participação do público alvo teve a finalidade de definir e propor um instrumento que seja de interesse para eles. A contribuição do usuário no processo de concepção do Mapa Tátil Sonoro tem se constituído uma tarefa importante na medida em que, em diferentes momentos as informações por eles apresentadas levam a implementação e aprimoramento do instrumento que mais atende as suas necessidades.

3. Resultados e discussão

O Mapa Tátil Sonoro é um instrumento de fácil utilização, sendo necessário que o aplicativo desenvolvido esteja instalado no *smartphone* do usuário, e que o aparelho tenha a tecnologia NFC. O MTS é um instrumento de baixo custo para orientação espacial de pessoas com deficiência visual, que promove a inclusão social e espacial dessas pessoas de forma efetiva, uma vez que é um instrumento de fácil acesso. Este instrumento contribui para a melhoria de qualidade de vida deste público e um exercício pleno da cidadania.

Testes de usabilidade do projeto estão sendo realizados com voluntários em dois locais diferentes. No *campus* da Unicamp e em um centro de acolhimento de pessoas com deficiência visual fora do *campus*. Com os testes, os usuários puderam interagir com o MTS por meio do tato e do *SmartMTS*. Questionários de usabilidade também foi aplicado para obter opiniões sobre o MTS buscando fundamentalmente compreender a eficácia ou não do uso deste instrumento junto ao público alvo. Em trabalhos futuros apresentaremos resultados de análises destes questionários

Os voluntários ressaltaram a importância do aplicativo para a emissão da mensagem sonora uma vez que, na maioria dos mapas as descrições são feitas somente em Braille, e nem todos os deficientes visuais têm domínio do sistema de leitura tátil. Outro importante ponto observado refere-se ao detalhamento no formato arquitetônico dos locais representados. Pode-se perceber que para as pessoas com deficiência visual adquirida, o detalhamento não é muito relevante, sendo apenas importante a representação dos edifícios em escala. Já para as pessoas com deficiência visual congênita, o detalhamento é primordial para o entendimento do MTS, uma vez que por meio dele é que se torna possível realizar uma melhor “compreensão mental, criar uma memória visual” do ambiente retratado no mapa. Portanto, a função tátil do instrumento é essencial para que a pessoa com deficiência visual compreenda de forma autônoma a volumetria dos pontos arquitetônicos em um determinado espaço urbano e, conseqüentemente, se oriente espacialmente.

Ademais, o fato do *smartphone* prover a descrição sonora dos edifícios e também exibir a imagem do ponto arquitetônico faz do MTS um instrumento de uso universal, que pode atender pessoas com baixa visão e pessoas videntes que o utilizam.

4. Conclusões

O Mapa Tátil Sonoro apresentou resultados positivos na percepção do espaço geográfico para seus usuários e na orientação espacial, atingindo assim o seu objetivo. Do ponto de vista de estudos futuros do MTS, a inclusão de legendas em Braille vem sendo pensada. Isso possibilita que pessoas com deficiência visual que sabem ler o Braille e que não estejam portando o *smartphone* também possam ter acesso às informações do Mapa Tátil Sonoro. Outra meta futura será explicitar, nos mais diferentes contextos, que o instrumento MTS não é de uso exclusivo para pessoas com deficiência visual, trata-se sim de uma ferramenta de inclusão mais abrangente. Do ponto de vista de pessoas com deficiência auditiva, por exemplo, recursos visuais associados aos pontos de referência que são exibidos pelo aplicativo, podem se constituir em uma forma de comunicação e orientação espacial deste público com o MTS. Atualmente a tecnologia NFC é um dos recursos presentes em diferentes tipos de *smartphone*, entretanto o uso dessa tecnologia como apresentada neste trabalho, se constitui em uma inovação. O fato do projeto ter sido aprovado pelo Comitê de Ética da universidade e passar a ter o registro de Propriedade Intelectual abre o espaço para uma futura comercialização deste instrumento. Com isso esperamos que esta inovação possa alcançar em um curto espaço de tempo um maior número de pessoas com deficiência como forma de inclusão social e melhoria de qualidade de vida.

5. Referências

BINS ELY, V. H. M.; DISCHINGER, M.; MATTOS, M. L. Acessibilidade e Orientabilidade no Terminal Rita Maria, Florianópolis/SC. NUTAU 2004 – Demandas Sociais, Inovações Tecnológicas e a Cidade - Seminário Internacional, São Paulo, 11 a 15 /out/04. Faculdade de Arquitetura e Urbanismo, Universidade de São Paulo, 2004.

D'ABREU, J. V. V., Relatório Final do Projeto: Orientação Espacial no Campus da Unicamp: Desenvolvimento de Um Mapa de Uso Tátil e Sonoro como Ferramenta de Auxílio ao Percurso do Usuário, 2011. (Relatório de pesquisa).

MACLENNAN, Hamish; ORMEROD, Marcus; NEWTON, Rita; MOHAMMAD, Faruk. Are older people confident climbing steps in outdoor public spaces? In: FICCDAT International Conference on Best Practices in Universal Design, Toronto, Canadá, 2011. Anais do FICCDAT International Conference on Best Practices in Universal Design, 2011, cd-rom.

ONU. Os ODS devem ser implementados por todos os países do mundo durante os próximos 15 anos, até 2030. Disponível em: <<https://nacoesunidas.org/conheca-os-novos-17-objetivos-de-desenvolvimento-sustentavel-da-onu/>>. Acesso em: 25 Ago 2019.

ROCHA, D. F.; PICCOLOTTO, B. P.; D'ABREU, J. V. V., Relatório Final do Projeto: Implementação em smartphones de leitor de etiquetas NFC associado à Mapa Tátil Sonoro para acessibilidade urbana de pessoas com deficiência visual. 2017.(Relatório de pesquisa).

IBERDISCAP 2019

Proposta de jogo digital para o ensino de estudantes deficientes visuais

Henderson Tavares de Souza ^{1a}, Luiz César Martini ^{2b},

^a Universidade Estadual de Campinas – UNICAMP
Av. Albert Einstein - 400 – CEP: 13083-852 Cidade Universitária "Zeferino Vaz" – Campinas, SP – Brasil.

^b Universidade Estadual de Campinas – UNICAMP
Av. Albert Einstein - 400 – CEP: 13083-852 Cidade Universitária "Zeferino Vaz" – Campinas, SP – Brasil.

Resumo

O presente trabalho apresenta uma proposta para criação de um jogo digital para o ensino de estudantes cegos no início da sua vida escolar. Tal jogo destinado exclusivamente aos estudantes das séries iniciais do ensino fundamental, tem como objetivos propiciar maior acessibilidade aos conteúdos escolares, mais interação com os alunos videntes, desenvolvimento do pensamento lógico, cálculo mental e ampliar as relações do aluno com seu ambiente escolar e com sua vida cotidiana. Para entendimento da realidade dos alunos e proporcionar uma solução de jogo educativo para dar suporte aos objetivos deste estudo, utilizamos a pesquisa qualitativa composta por três períodos: Exploratório, investigação focalizada e análise final com composição de relatório. Os resultados indicaram uma enorme carência de recursos didáticos nos ambientes analisados e uma disposição por parte dos atores envolvidos, alunos, professores e pais em utilizarem o celular como mais um recurso pedagógico. O jogo proposto terá como plataforma base os dispositivos móveis, pelo fato de tais recursos serem amplamente acessíveis e já terem demonstrando enorme potencial de utilização pelos deficientes visuais e pessoas sem problemas de visão. A motivação para o desenvolvimento da proposta deste trabalho veio através dos feedbacks dos usuários do Minimatecavox, jogo desenvolvido em 2014 pelos autores e que obteve diversos resultados positivos como: melhor aproveitamento dos alunos nos conteúdos constantes no jogo, mais envolvimento dos pais e professores, possibilidade dos pais estudarem com os alunos em casa sem a necessidade de conhecerem o braille, entre outros. Porém muitos dos retornos demonstraram que mudanças seriam necessárias para um melhor aproveitamento do jogo, tais como: Utilização em dispositivos móveis, mais interação com os colegas através do jogo, menos atividades instrucionistas, que não seriam possíveis de serem realizadas tecnicamente na estrutura onde fora desenvolvido. Com base nos resultados dos testes do Minimatecavox e considerando os resultados desta pesquisa, acreditamos que a nova estrutura proposta, tanto tecnológica e pedagógica do jogo, irão atender mais satisfatoriamente todos os usuários.

Palavras chave: Deficiente visual, jogos, ensino.

1. Introdução

Segundo dados do Instituto Brasileiro de Geografia estatística (IBGE) e levando em consideração apenas os que possuem muita ou total dificuldade para enxergar, ouvir, caminhar ou subir degraus (ou seja, pessoas com deficiência nessas habilidades), além dos que declararam ter deficiência mental ou intelectual, temos mais de 12,5 milhões de brasileiros com deficiência, o que corresponde a 6,7% da população. Em 2010, a deficiência visual estava presente em 3,4% da população brasileira [1]. Como apresentado, uma parcela vasta da população brasileira convive com a deficiência visual e carece de diversos recursos que possibilitem melhor acesso as tecnologias assistivas (TA) com o intuito de melhorar sua vida social e pessoal. Neste sentido o presente trabalho, visto ao vasto universo de possibilidades de estudo, foca na falta de recursos educacionais digitais adaptados para o ensino de estudantes nos primeiros anos do ensino fundamental, uma vez que na revisão de literatura realizada não foram encontrados estudos específicos, além dos estudos já realizados pelos autores, para o desenvolvimento do pensamento lógico, cálculo mental, ampliar as relações do aluno com seu ambiente escolar e com sua vida cotidiana.

¹ henderson.tavares@gmail.com, (+55) 11 97301-0125.

² martini@decon.unicamp.br, (+55) 19 3521-3814, <http://www.decom.fee.unicamp.br/~martini/>

Desta forma, como um aluno cego pode ter condições semelhantes aos demais alunos ante a sua deficiência, para desenvolvimento de habilidades que são inerentes a sua idade e série nos estudos básicos dentro da escola? Existe hoje um consenso sobre a importância da inclusão social de pessoas deficientes, ainda que este tema faça parte da legislação do nosso país, esse consenso ainda não é pleno. Segundo Siqueira e Martini [2], isso ainda existe por causa da falta de recursos e ambientes educacionais direcionados para deficientes visuais, limitando os recursos disponíveis principalmente para a faixa etária de crianças no começo da sua trajetória na escola.

Souza e Martini [2] desenvolveram Minimatecavox, aplicativo de ensino da matemática para crianças deficientes visuais em fase da alfabetização, o aplicativo com recursos sonoros e feedback das atividades dos alunos contempla os primeiros passos do ensino de matemática para crianças de 6 e 7 anos, foi desenvolvido para ser mais um complemento do sistema Dosvox, disponível apenas para computadores com o Dosvox instalado em ambiente Windows. Siqueira e Martini [3] idealizaram o Matvox que é uma calculadora programável funcional a partir do editor de texto do sistema Dosvox, a calculadora foi desenvolvida para permitir ao usuário criar algoritmos e cálculos matemáticos, focado para alunos deficientes visuais na área de exatas. Sobral, Umeres, et al [4] desenvolveram um jogo digital no formato de *Role Playing Game* (RPG), o jogo tem como objetivo pedagógico de possibilitar a construção de novas aprendizagens, integrando conteúdos que os alunos já conheciam com os desafios apresentados no decorrer do jogo, dentro dos componentes matemática e língua portuguesa para alunos do ensino fundamental I e II. O trabalho de Silva, Damaceno e Braga [5] realiza um estudo através de uma revisão sistemática da literatura nas bases de dados ACM Digital Library, IEEEExplore Digital Library, ISI Web of Science, Elsevier (Science Direct), Springer e Google Scholar, sobre aplicativos móveis para deficientes visuais no âmbito acadêmico, os resultados apresentados mostram que as diversas aplicações destinadas aos deficientes visuais estão mais concentradas nos Estados Unidos e Europa e dentre os objetivos pedagógicos estão alfabetização em Braille, leitura e escrita em Braille, proporcionar uma apresentação acessível, utilizando dispositivos móveis touchscreen entre outros.

Apesar do interesse nas pesquisas para ampliar as ofertas de TA para deficientes visuais, é surpreendente que tão pouca pesquisa tenha sido conduzida sobre o ensino específico de matemática, ciências exatas, para jovens deficientes visuais no início da sua vida escolar. A pesquisa de grupos maiores de alunos é bastante escassa, nos estudos analisados o número de usuários dos aplicativos não ultrapassava onze e os objetivos pedagógicos não contemplavam uma sequência didática em conteúdos inerentes a formação do aluno. Permanece a ser explorado, no entanto, o uso de TA digitais para o ensino de matemática e seus conceitos aplicados no dia a dia da criança, onde seja proporcionado a criança cega a oportunidade do letramento, tanto digital quanto para relação com o mundo ao seu redor.

Um trabalho propondo o desenvolvimento de um jogo com base em dispositivos móveis para o ensino de crianças cegas no anos iniciais do ensino é importante por várias razões: Em primeiro lugar, entender a relação da criança cega com uma abordagem lúcida elucidada através de um jogo, porém com fins pedagógicos claros que contemplem os conteúdos do currículo básico relativo aos conteúdos de matemática e letramento. Em segundo lugar, um jogo voltado para cegos que poderá ser um elo na relação do aluno deficiente com outros alunos da sala de aula, uma vez que a inclusão social do deficiente não se faz somente com TA, mas com que tais TA possibilitem que o deficiente possa interagir com seus pares dentro do ambiente escolar. Em terceiro lugar, o jogo proposto será upgrade do já testado e validado Minimatecavox desta forma todas os problemas identificados após a conclusão do jogo serão sanados e novas e testadas abordagens serão incluídas. Em quarto lugar, os pesquisadores têm com frequência estudado aplicativos onde o Braille está presente, o que exigem que professores tenham conhecimento nesta tecnologia, no entanto o jogo proposto não irá exigir que professores tenham conhecimentos neste sistema de escrita, facilitando a utilização por profissionais não fluentes em Braille.

2. Metodologia

Utilizamos a pesquisa qualitativa, onde podemos dividi-la em três grandes etapas: 1- Período exploratório; 2- Investigação focalizada; e 3- Análise final e composição do relatório. Estas técnicas serão utilizadas em dois momentos, um anterior ao desenvolvimento do jogo, já finalizado, e outro após a conclusão do desenvolvimento do jogo, ainda em fase de análise e prototipação.

A etapa exploratória proporciona ao pesquisador uma imersão no contexto do trabalho, escolas e instituições de atendimento a crianças cegas, sem vieses do problema considerado e contribuindo para dar foco ao problema para identificar outras fontes de dados.

A pesquisa, nesta primeira etapa, consolidou-se num primeiro momento através de visitas a instituições de atendimento especializado a crianças deficientes visuais em Jundiaí (cidade do interior de São Paulo, Brasil), além de uma revisão de literatura tendo como foco procurar soluções que atendessem os propósitos desta pesquisa (propiciar maior acessibilidade aos conteúdos escolares, mais interação com os alunos videntes, desenvolvimento do pensamento lógico, cálculo mental e ampliar as relações do aluno com seu ambiente escolar e com sua vida cotidiana), ou situações similares que pudessem auxiliá-lo no decorrer deste estudo para o desenvolvimento do jogo.

Após a fase exploratória teve início a etapa da investigação focalizada, onde ocorreu a coleta sistemática dos dados, no primeiro momento auxiliada por entrevistas semiestruturadas, questionários e observações sobre procedimentos didáticos no ensino e vivência dos alunos no ambiente pedagógico, aqui se observou o que é ensinado, interações dos alunos cegos com seus pares e ambiente e quais ferramentas subsidiam o processo de ensino.

A terceira etapa que contempla a análise final dos resultados e elaboração do relatório aconteceu paralelamente às demais etapas descritas nesta seção, a cada visita, foram realizadas entrevista e observação do ambiente, todos os dados foram analisados e comparados a cada visita e deram subsídios para análise e elaboração do protótipo.

Utilizamos a pesquisa etnográfica para obter uma visão holística do nosso problema, dando ênfase nas experiências dos indivíduos através das observações e entrevistas que foram realizadas no ambiente dos participantes neste primeiro momento, período exploratório e investigação focalizada.

3. Resultados das observações e entrevistas

A primeira etapa da pesquisa tem seus resultados apresentados nas tabelas abaixo que foram obtidos através de questionários e observações. As respostas estão representadas de forma estruturada para melhor apresentação dos dados obtidos, porém para a análise e desenvolvimento do protótipo, foram considerados todas as observações e pontos levantados pelos entrevistados durante as entrevistas e momentos de observação.

Ambiente de interação dos alunos cegos	Faz uso de celular durante as aulas	Celular faz parte do processo de ensino aprendizagem	Uso do Braille	Dificuldade de interação com alunos/professores videntes	Aula dedicada ao ensino de alguma tecnologia assistiva.	Elementos de jogos/gamificação / brincadeiras estavam presentes
Ambiente 1	Não	Não	Sim	Sim	Sim	Sim
Ambiente 2	Não	Não	Sim	Sim	Sim	Sim
Ambiente 3	Não	Não	Sim	Sim	Não	Sim

Tabela 1: Dados parciais obtidos através das observações no período exploratório e investigação focalizada

As observações dos ambientes pedagógicos onde os alunos são assistidos por profissionais da educação, foram realizadas sem qualquer interferência direta do pesquisador, com o objetivo de alterar o mínimo possível da rotina. Durante as visitas, nunca foram utilizados celulares para dar suporte às aulas, apesar de ser um objeto presente entre profissionais da educação e maioria dos alunos. Ficou evidente que o Braille tem papel preponderante como recurso acessível dos estudantes cegos, sendo parte de todas as aulas observadas.

A interação entre os alunos é muito limitada, dificultando as trocas de saberes, visto que a comunicação se restringe apenas as conversas sem outros recursos adicionais acessíveis aos cegos. Segundo Camargo [6] a comunicação em sala de aula, é uma variável que representa a principal barreira para a participação efetiva de alunos com deficiência visual. As tecnologias assistivas presentes nas aulas estavam limitadas a livros em braile, máquina de escrever em braile, um computador com um sistema leitor de telas e objetos que com sinais em braile. Durante as observações notou-se que alguns elementos de jogos e brincadeiras estavam presentes, e nestes momentos as crianças cegas demonstravam mais entusiasmo em participar.

Professores/ Alunos/ Familiars	Utiliza celular para alguma atividade de estudo?	Você acredita que o celular com um app adequado possa facilitar o ensino?	Tem interesse em utilizar o celular como apoio nas aulas?	Responsáveis utilizam celular para realizar alguma atividade de instrução?	Faz algum tipo de uso com o celular próprio e/ou de algum familiar?
1	Não	Sim	Sim	Sim	Sim
2	Não	Sim	Sim	Sim	Sim
3	Não	Sim	Sim	Sim	Sim

Tabela 2: Dados parciais obtidos através de questionários no período exploratório e investigação focalizada

Levando em consideração que os participantes deste estudo utilizam recursos tecnológicos em sua rotina, pode-se inferir que a utilização de celulares, como ferramenta pedagógica, é muito promissora, principalmente pelo fato de que os alunos da sociedade atual são considerados nativos digitais, no que diz respeito a dispositivos móveis. Desta forma, por meio dos dados obtidos, pode-se destacar que a visão dos entrevistados vai ao encontro da afirmação de Calvo et al [7] no sentido de que a comunicação digital se torna cada vez mais popular e as ferramentas tecnológicas tornam-se, com isso, recursos motivadores no processo de ensino-aprendizagem.

4. Proposta do Jogo

Na atualidade novas práticas pedagógicas emergem no cenário educacional sendo uma delas a gamificação, que se refere a utilização dos mecanismos e dinâmicas de jogos para a resolução de problemas e para a motivação e o engajamento de uma determinada audiência em uma atividade ou tarefa [8].

Trabalhar com a gamificação na educação é saber criar situações de aprendizado para esse tempo “[...] elementos dos jogos aplicados em contextos, produtos e serviços necessariamente não focados em jogos, mas com a intenção de promover a motivação e o comportamento do indivíduo”. Sendo assim a estrutura pensada, fundamental na proposta do jogo, é fornecer elementos dos games dentro do contexto pedagógico e seus conteúdos, favorecendo um ambiente lúdico e estimulante ao aprendizado do aluno cego [9]. Sendo assim, a proposta do estudo estabelece que o jogo tenha, além do feedback visual para alunos videntes e sua interação com alunos cegos, como sonoros e háptico (vibração).

Primeiramente o jogo irá fomentar o letramento do aluno cego, possibilitando a ele conhecer os ambientes em que vive, como sua casa, escola, associações, lugares por onde passa, entre outros. O letramento irá dar subsídios para o aluno conhecer o seu entorno e descobrir mais sobre as situações que acontecem em sua vida cotidiana, sempre relacionando com suas necessidades de compreensão do mundo como ele é. Logo, novos vocabulários serão inseridos, tais vocabulários terão forte relação com suas vivências cotidianas, desta forma ampliando relação de letramento e relacionamento das ideias com fatos, lugares e objetos. A matemática será inserida de forma natural, sempre com situações onde o aluno deverá utilizá-la para realizar alguma tarefa real, significando o aprendizado e dando sentido naquilo que será trabalhado. Os conteúdos escolares que são inerentes a utilização desta proposta em ambiente escolar estarão presentes de forma a garantir que os alunos realizem grande parte das atividades matemáticas através do celular e as discuta com os demais alunos da sala, descrevendo de qual forma chegaram a solução do exercício e/ou atividade.

5. Considerações finais

Por intermédio da utilização de um aplicativo educacional acessível aos estudantes cegos, a cooperação e comunicação com os demais alunos pode melhorar muito, trabalhando em grupo, uma habilidade essencial para o século XXI, o que não é completamente desenvolvido nas aulas tradicionais com os demais alunos videntes. O diálogo entre os alunos, seja ele espontâneo ou direcionado pelos docentes, além da cooperação, promove uma atmosfera de cooperação, solidariedade e união para resolver problemas e desafios do mundo atual [10].

Existem muitas possibilidades para deixar os conteúdos escolares acessíveis para os deficientes visuais, contudo nosso estudo pretende contribuir para pesquisas posteriores, as quais poderão ter subsídios para explorar e investigar a utilização do jogo desenvolvido em diferentes contextos escolares, principalmente em relação às suas vantagens e desvantagens quanto à formação dos alunos e suas conquistas pedagógicas ao longo do tempo.

Dessa maneira, poder-se-á ampliar o estudo sobre o uso deste jogo na rotina pedagógica dos alunos cegos, seja este uso rotineiro ou pontual, e propor abordagens pedagógicas direcionadas no sentido de estudar o comportamento e rendimento dos alunos frente essa nova utilização deste jogo no contexto escolar.

6. Referencias

- [1] Brasil. Instituto brasileiro de geografia estatística. Censo 2010. Disponível em: <https://educa.ibge.gov.br/jovens/conheca-o-brasil/populacao/20551-pessoas-com-deficiencia.html>. Acesso em 20 Mar de 2019.
- [2] Souza, H.T; Martini, L.C. Education and math teaching for visual impairment children. 3rd International Conference on CSR and Sustainable Development. Dubai, UAE. 2015.
- [3] Siqueira, H. M.; Martini, L. C. “MATVOX – Um aplicativo para deficientes visuais que proporciona a implementação de algoritmos e cálculos matemáticos em um editor de texto”. Simpósio Brasileiro de Informática na Educação (SBIE 2010), João Pessoa.
- [4] Sobral, F; Umeres, L; Schanoski, W; Bartelmebs, R; Assis, M. A Utilização de Role Playing Games Digitais como Ferramenta Complementar no Processo de Aprendizagem de Crianças Deficientes Visuais. XXVIII Simpósio Brasileiro de Informática na Educação (SBIE 2017)
- [5] Silva, J, C; R, J, P, Damaceno; Braga, J, C. Estudo de Aplicativos Móveis para Deficientes Visuais no Âmbito Acadêmico. XXVI Simpósio Brasileiro de Informática na Educação (SBIE 2015).
- [6] Camargo, P.E. A comunicação como barreira à inclusão de alunos com deficiência visual em aulas de mecânica. *Ciência & Educação*, v. 16, n. 1, p. 259-275, 2010. Disponível em: <http://www.scielo.br/pdf/ciedu/v16n1/v16n1a15>. Acesso em: 20/06/2019.
- [7] Calvo, R., Arbiol, A., & Iglesias, A. (2014). *Are all chats suitable for learning purposes? A study of the required characteristics*. *Procedia Computer Science*, 27, 251-260.
- [8] Vianna, Y., Vianna M., Medina, B. e Tanaka, S. (Org.) (2013). “Gamification, Inc.: como reinventar empresas a partir de jogos”. Rio de Janeiro, MJV.
- [9] Busarello, R. I., Ulbricht, V. R. e Fadel, L. M. (2014). A gamificação e a sistemática de jogo: conceitos sobre gamificação como recurso motivacional. In Fadel, L. M. et al. (Org.). “Gamificação na Educação” (pp. 11-37). São Paulo, Pimenta Cultural.
- [10] Bouhnik, D., & Deshen, M. (2014). WhatsApp goes to school: Mobile instant messaging between teachers and students. *Journal of Information Technology Education: Research*, 13, 217-231

Experiencias de Extensión Universitaria con la Comunidad Ciega

Graffigna Juan Pablo^{1a}, Herrera Carina^a

^a Gabinete de Tecnología Médica, Facultad de Ingeniería,
Universidad Nacional de San Juan, Argentina.

Resumen

La Universidad pública argentina históricamente se ha caracterizado por cumplir un rol de transformación social a través de sus roles de docencia, investigación, extensión y transferencia. Particularmente la extensión universitaria pretende trabajar de modo sinérgico con la comunidad para mejorar las condiciones de vida de sus ciudadanos.

En este trabajo se describe la línea de trabajo del Gabinete de Tecnología Médica de la Universidad Nacional de San Juan (UNSJ) en relación a las tareas de extensión hacia la comunidad con discapacidad visual. Para ello se describen algunas experiencias relacionadas a Proyectos de Extensión y de Voluntariado Universitario llevados a cabo en los últimos años.

El propósito general de las diferentes intervenciones es poder proveer de herramientas tecnológicas a la comunidad con discapacidad visual como facilitadores de la inclusión social. En todos los casos se han realizado experiencias que permiten conocer, aprender y utilizar diferentes soluciones tecnológicas. Con esto se pretende no sólo generar herramientas de investigación, que en muchos casos dificultan su utilización real por los destinatarios, sino brindar soluciones a partir del aporte de la comunidad científica en general.

El objetivo del presente trabajo es compartir las experiencias de aplicación real de tecnologías de asistencia a la comunidad con discapacidad visual.

Palabras clave: Universidad, Discapacidad Visual, Tecnología.

1. Metodología

El abordaje de las diferentes intervenciones se estructura en torno a la extensión universitaria, promoviendo el uso de la tecnología de asistencia en dos instituciones locales. En todos los casos se han diseñado propuestas conjuntas para potenciar el uso de la tecnología, considerando las necesidades de los usuarios, los recursos disponibles y el apoyo de estudiantes y docentes universitarios. Se han empleado tecnologías desarrolladas por diferentes grupos como son: los lectores de pantalla de celulares, dentro de estos se pueden mencionar *Jaws*, *NVDA*, *Talkback*, *Voice over* y un dispositivo basado en Arduino que convierte la intensidad de la luz en sonido a través de un sensor de luz para que las personas ciegas y con discapacidades visuales puedan experimentar eventos astronómicos como los eclipses solares, *LightSound 2.0* y otras de diseñadas ad-hoc por el grupo de investigadores.

Además de los proyectos formales presentados más adelante, se han desarrollado tecnologías específicas con la intervención de personas ciegas. Se puede mencionar el desarrollo de un dispositivo de comunicación para una patinadora ciega, la programación de una aplicación de celulares para detectar colores mediante una cámara, la generación de un dispositivo para el reconocimiento del entorno cercano basado en visión estereoscópica, el desarrollo de un dispositivo para brindar información de eventos en la ciudad, entre otros.

En el año 2006 se realiza el primer contacto con la comunidad ciega, a partir de la determinación de la Tecnología de Asistencia y Rehabilitación como área prioritaria del grupo de trabajo. Por tal motivo se inicia, en conjunto con los docentes, un relevamiento de las necesidades de la Escuela de Educación Especial Luis Braille de San Juan (EEELB) en cuanto a los aspectos tecnológicos. A partir de ello se definen algunas áreas relevantes y se trabaja en el desarrollo de un Proyecto de Extensión de la convocatoria de la UNSJ. En esta oportunidad se arma un equipo con Ingenieros, Psicólogos, Psicopedagoga, Docentes y Estudiantes Universitarios.

En una segunda instancia se realizó contacto con la Asociación Sanjuanina para Ciegos (ASPC). Este trabajo se inicia en el año 2009 con el objetivo de evaluar la Tecnología de Asistencia. A partir de la interacción con los socios se observa una brecha entre las propuestas tecnológicas del equipo de trabajo y las necesidades, más básicas, que requería la institución. Luego de varios encuentros se trabajó en la propuesta de un Proyecto de Extensión para atender aspectos tecnológicos.

¹ jgraffig@gateme.unsj.edu.ar, <http://dea.unsj.edu.ar>

Los vínculos con la ASPC se fueron afianzando y con ello surgieron algunas necesidades un poco más profundas. Entre ellas, se evidenció la necesidad de mejorar los vínculos y las redes de la comunidad ciega, además de su proyección a la sociedad. En tal sentido, en el año 2011 se propone en forma conjunta la formulación de un Proyecto de Voluntariado Universitario para la creación de una publicación periódica de la ASPC hacia la comunidad en tres formatos (Braille, correo electrónico y audio).

En el año 2016 se realizó un Proyecto de Voluntariado Universitario en conjunto con la ASPC, donde el objetivo principal fue fomentar el uso de la tecnología como un medio para generar accesibilidad para las personas con discapacidad visual. De este modo se pretende lograr una plena inclusión en la comunidad, entendiendo a la educación como un derecho para todos, además de fortalecer los objetivos institucionales de la ASPC.

2. Resultados y discusión.

En el primer proyecto, realizado en la EEELB se desarrollaron talleres de capacitación a docentes sobre el uso de herramientas de software y se analizó el impacto de las mismas. Al comienzo, la EEELB disponía de algunas computadoras y no tenía acceso a Internet. Con ayuda de los estudiantes, se realizó la instalación de la red en la sala de computación y tramitó el acceso de Internet libre mediante una Fundación. Además, se desarrollaron tecnologías de asistencia (TA) como un magnificador de pantalla que sigue utilizándose, una cinta para la lectura braille y el uso de dispositivos de audio 5.1 para aplicaciones de audio envolvente. Esta actividad se realizó con 5 estudiantes universitarios y 25 personas ciegas. Esta experiencia permitió que, a través de la tecnología y de un trabajo interdisciplinario, se pudieran conocer diferentes aspectos de la comunidad ciega y de las personas que trabajan en forma directa, reconociendo el alcance de los aportes que se pueden hacer desde la ingeniería.

En la segunda instancia, desarrollada en la ASPC, se generaron actividades vinculadas a mejorar los recursos informáticos con la compra de computadoras, la instalación de una red y la conectividad a Internet. Se realizaron capacitaciones en el uso de la computadora, manejo de la web, correo electrónico, etc. Se compraron los insumos y se reactivó una fábrica de bolsas de residuos, entre otros aspectos. Las tareas se realizaron con 4 estudiantes y 10 persona ciegas. Este fue un importante aprendizaje para los profesionales y estudiantes que trabajaron en el proyecto, pudiendo acercarse a las personas ciegas, conociendo sus realidades y enriqueciéndose mutuamente con las experiencias. En esta etapa se aprendió que no sólo se debe hacer tecnología de asistencia PARA personas con discapacidad, sino CON ellos.

En el marco del tercer proyecto denominado “La comunicación como fortalecimiento de los vínculos intrainstitucionales”, se conformó un equipo de trabajo con estudiantes y profesionales de bioingeniería y comunicación social, junto con socios de la institución. Se realizaron dos talleres vinculados, uno al uso de computadora, web e impresión braille, y el otro a la redacción del material a publicar. En todo momento se trabajó con la comunidad en un proceso interactivo. Se logró además la compra de una impresora Braille con gran cantidad de insumos, que era un anhelo de la ASPC. En forma accesoria se logró instalar el servicio de impresión Braille a algunas empresas que requerían brindar información Braille.

En la última instancia de extensión se realizaron diferentes capacitaciones a la población ciega y con disminución visual, en el uso de las principales herramientas tecnológicas para celulares y computadoras. Asimismo, se han realizado otras actividades en la asociación que consistieron en interactuar entre los socios de la asociación y los voluntarios en aspectos tecnológicos. En tal sentido, el equipo de trabajo pudo solucionar algunos problemas técnicos, y por otro lado, los socios pudieron instruir a los voluntarios en el uso de la impresora Braille y otros dispositivos. Se trabajó en el acompañamiento y asesoramiento para el ingreso a la Universidad. El 2 de Julio de 2019 se pudo apreciar en la Provincia de San Juan el Eclipse Solar Total y junto a los miembros de la ASPC pudimos percibirlo gracias al uso del dispositivo *LightSound 2.0*. Este proyecto permitió, tanto a los voluntarios como a los socios, aprender tecnologías específicas que posibilitan la inclusión cultural y han logrado una muy buena relación entre ambas instituciones.

3. Conclusiones

Este trabajo pretendió ubicar el rol de extensión universitaria en relación a la docencia e investigación. En tal sentido, a partir del trabajo conjunto se han podido definir temas de investigación de utilidad para la comunidad con discapacidad y por otra parte, colaborar en temáticas que no generan nuevos conocimientos, sino que ponen a disposición de las personas ciegas, gran cantidad de herramientas tecnológicas desconocidas

o difíciles de implementar en forma directa. A nivel de aprendizaje, estas actividades han podido movilizar a los estudiantes en su formación, evidenciando el impacto que pueden tener las tecnologías de asistencia en la vida cotidiana de las personas.

Luego de este proceso conjunto con la comunidad ciega se aprecia como el acercamiento de la Universidad genera en estudiantes y profesionales un compromiso que trasciende lo institucional. Por otra parte, estas acciones generan en la sociedad una percepción del entorno académico, como un espacio de transformación y acompañamiento.

4. Referencias

- Díaz Merced, W., Davis, D., Osk Hyman, S., & Bieryla, A. (2019, January). LightSound: A Sonification Device for Eclipses. In American Astronomical Society Meeting Abstracts# 233 (Vol. 233).
- Echenique, A. M., Graffigna, J. P., Pérez, E., López, N., Piccinini, D., Fernández, H., & Garcés, A. (2016, April). Inclusive Educative Technologies, for people with disabilities. In Journal of Physics: Conference Series (Vol. 705, No. 1, p. 012044). IOP Publishing.
- Fuentes, J. C., Graffigna, J. P., Dipane, J., & Segura, M. (2013). Prototype of a Communications System for Blind People in a City. In Journal of Physics: Conference Series (Vol. 477, No. 1, p. 012042). IOP Publishing.
- Díaz Merced, W., Davis, D., Osk Hyman, S., & Bieryla, A. (2019, January). LightSound: A Sonification Device for Eclipses. In American Astronomical Society Meeting Abstracts# 233 (Vol. 233).
- Echenique, A. M., Graffigna, J. P., & Mut, V. (2010). Electrocutaneous stimulation system for Braille reading. In 2010 Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology. IEEE.
- Dominguez, A. L., & Graffigna, J. P. (2011). Colors identification for blind people using cell phone. In Journal of Physics: Conference Series (Vol. 332, No. 1, p. 012040). IOP Publishing.
- Acerbi, A., Graffigna, J. P., Polimeni, G., & Fernández, H. H. (2007). Mobility aid for blind figure skaters. In Journal of Physics: Conference Series (Vol. 90, No. 1, p. 012098). IOP Publishing.
- Costa, G., Gusberti, A., Graffigna, J. P., Guzzo, M., Nasisi, O. (2007). Mobility and orientation aid for blind persons using artificial vision. In Journal of Physics: Conference Series (Vol. 90, No. 1, p. 012090). IOP Publishing.

Construcción de un Controlador de Calor Parlante para Personas No Videntes

R. Neira¹, F. Burgos, B. Rubiolo

Universidad Tecnológica Nacional. F. R. San Francisco, San Francisco, Córdoba,
Argentina

Resumen

En este trabajo se presenta la construcción de un controlador de calor parlante destinado a personas con discapacidad visual o con baja visión para su utilización en ambientes cerrados como una casa de familia. La integración social en procesos de trabajo manual devuelve las expectativas a las personas con estas patologías, permitiendo disminuir todo tipo de trastornos ocasionados por una pasividad prolongada o un aislamiento forzoso. Se ha demostrado que esta tecnología parlante incorporada a artefactos hogareños favorece no solo a la integración de la persona con el medio cercano sino también posee un importante alcance psicológico desde lo emocional y vincular; que supera las posibilidades otorgadas por las instituciones que los integran y que los acompañan, y repercute vigorosamente en su autoestima. A la vez, el uso de un controlador de calor parlante disminuye de manera significativa los accidentes que se pueden ocasionar cuando se manipulan elementos en presencia de calor estando sola la persona no vidente o con baja visión. De este modo la problemática de la integración social se la trata de un modo más inclusivo donde no sólo se centra en la atención exclusiva de la persona con discapacidad visual o baja visión sino que también incluye al grupo familiar más cercano o al personal auxiliar de entidades afines.

Palabras clave: Controlador de Calor Parlante, Discapacidad Visual, Baja Visión, Integración Social, Persona

1. Introducción

Las personas con discapacidad visual enfrentan diariamente obstáculos físicos y emocionales. Gran parte se debe a que la sociedad aún no termina de incluirlos, por lo tanto no contempla totalmente sus necesidades. (Sánchez, 2015)

El eje movilizador es buscar una solución a la dificultad que tiene una persona no vidente por no contar con la ayuda de elementos parlantes o sonoros que le indiquen la temperatura cuando manipula elementos en el hogar para preparar alimentos (sólidos o líquidos), de allí la necesidad de diseñar y construir un termómetro parlante para tal fin.

Según datos aportados por la Organización Mundial de la Salud en el mundo hay aproximadamente 285 millones de personas con discapacidad visual, de las cuales 39 millones son ciegas y 246 millones presentan baja visión. Aproximadamente un 90% de la carga mundial de discapacidad visual se concentra en los países en desarrollo. El 82% de las personas que padecen ceguera tienen 50 años o más. (OMS, 2013)

Numerosos estudios a nivel internacional dan cuenta de los beneficios que brindan a las personas con ciertas discapacidades contar con las tecnologías adecuadas y disponibles para su correcta inserción en la sociedad. (Ceditec, 2014)

¹ rodolfoneira8@gmail.com, teléfono: (54 9 3564) 611002, <http://www.sanfrancisco.utn.edu.ar>

2. Métodos y Materiales

Antes de comenzar a diseñar y construir el dispositivo, se determinaron las condiciones necesarias para que el mismo opere correctamente, tales parámetros son: rango de trabajo del termómetro parlante con su fidelidad ($[0\text{ }^{\circ}\text{C} - 80\text{ }^{\circ}\text{C}] \pm 0,5\text{ }^{\circ}\text{C}$), tamaño de carcasa, fuente de alimentación (9 V), duración de la batería (9 horas continuas).

En la Figura 1 se observa la interconexión planteada del sistema. A modo de resumen se obtiene el valor brindado por el sensor gracias a la resistencia variable dependiente de la temperatura para luego procesarla, extraer los audios precargados en la tarjeta de memoria y reproducirlos por medio del parlante.

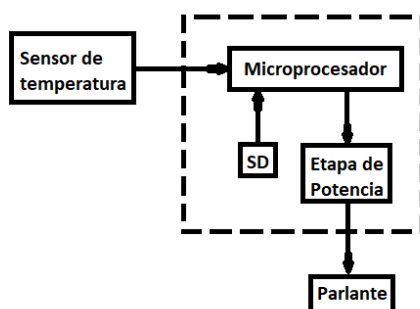


Figura 1 Diagrama general del sistema

Para llevar a cabo el proyecto se decidió comenzar realizando el esquema electrónico, luego la fabricación del PCB (circuito impreso), la fabricación del gabinete plástico y por último, el ensamblaje, prueba y ensayos del prototipo. (García, 2008), (Brolin, 2012), (Saenz, 2018)

Se determinó utilizar el microcontrolador Atmega 328P debido a su relación precio-calidad y a su fácil manejo para desarrollar. Dicho dispositivo contiene una Arquitectura de CPU de 8 bit AVR con memoria flash de 32 KB, memoria RAM de 2KB, 23 Pines IO(entrada/salida), 10 canales ADC (analógico-digital), con una frecuencia de operación de 20Mhz e interfaces UART, TWI, SP. Además tiene un voltaje de operación de 1.8 a 5.5 VDC (es recomendable usarlo a 5VDC) y una temperatura de trabajo de -40° a 85° C, estas características en especial la cantidad de pines y canales, interfaces, temperatura de funcionamiento y tensión de alimentación fueron la que determinaron la elección del microcontrolador pudiendo cumplir así todos requisitos necesarios para desarrollar el termómetro parlante.

Se determinó utilizar un parlante de 0,5 Watt, 8 Ohm para una correcta configuración del transistor (componente para amplificar la corriente eléctrica que circula por el parlante), para obtener una buena calidad de audio y garantizar una excelente ganancia.

El dispositivo utiliza una batería de 9V debido a que al momento de reemplazarla, se encuentra en cualquier comercio y cumple con la diferencia de potencial que se necesita para que el aparato funcione. Además, tiene una buena relación en cuanto a precio-duración (incluso algunas son recargables), la duración promedio de la batería en el termómetro es de aproximadamente 4,5 horas si permanece continuamente hablando, 18 horas en modo standby (Prendido pero sin hablar). Las baterías de 9V normalmente son de 900mAh, las mediciones tomadas en el termómetro arrojan un consumo de 200mA hablando continuamente y 50mA en modo standby.

Para amplificar la salida de audio se determinó utilizar un transistor BC337 (NPN) ya que soporta una corriente de colector de hasta 800 mA en corriente continua y el consumo del parlante a 5V con una resistencia interna de 8 ohm y una potencia de 0.5 W es de 100 mA en corriente continua, además la diferencia de potencial que soporta entre colector-emisor es de 45 Vdc. Estas características principales sumado a su bajo costo, hicieron que la elección de dicho transistor sea ideal para el proyecto.

Como existen diversos sensores de temperatura con diferentes funcionamientos (de intensidad, de resistencia variable), diferentes curva de temperatura-lectura y diferente circuito para su próximo acople al microcontrolador, se decidió utilizar un sensor que se encontraba en el laboratorio de Ingeniería Electrónica de U.T.N Facultad Regional San Francisco cuya curva de temperatura y funcionamiento era desconocido, para solucionar el problema se desarrolló un circuito de lectura que consistía en un divisor resistivo, y después realizar diferentes ensayos y mediciones en el Laboratorio de Química de la misma Facultad Regional.

Conste aclarar que el valor del sensor es un valor analógico (magnitud que puede tomar cualquier valor dentro de un intervalo $-V_{cc}$ y $+V_{cc}$, en este caso entre 0V y 5V).

Para obtener una función que satisfaga todos los parámetros, para convertir los valores registrados por el sensor a la temperatura correspondiente, se utilizó Microsoft Excel, y se pudo determinar la línea de tendencia que pase por todos los puntos y poder obtener así, la formula general.

Como resultado se obtuvo la siguiente función logarítmica:

$$\text{Temperatura} = 30.833 * \ln(\text{valor sentido}) - 82.613 \quad (1)$$

Se decidió fabricar la carcasa con impresora 3D en material ABS (Acrilonitrilo Butadieno Estireno) ya que tiene una temperatura de deformación de 110 °C, resistencia a ataques químicos y alta capacidad de mecanizado (perforado, lijado).

Se optó por un tamaño de 128 x 55 mm para la carcasa para poder generar mayor comodidad y experiencia al usuario pudiendo ensamblar todos los componentes necesario para su debido funcionamiento en ese tamaño. Para tener una idea aproximada de la realidad y poder determinar el tamaño de placa, ubicación de componente y forma de ensamblaje se desarrolló un moldado 3D en el Software SolidWorks, ver Figura 2, dicho moldeado también se utilizó para la impresión 3D. (Gómez, 2016), (Grande, 2016).

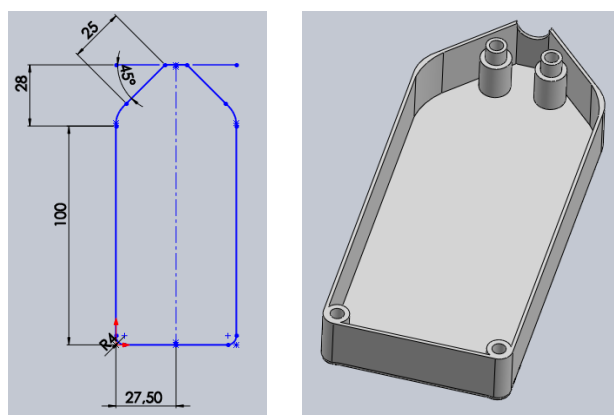


Figura 2 Dibujo y vista en 3D de una parte de la carcasa

3. Resultados

Mediante un estudio de los elementos existentes aplicados a mejorar las condiciones del trabajo de una persona no vidente en ambientes cerrados como una casa de familia, hemos observado que los mismos son escasos y de un costo elevado, generalmente por su procedencia del exterior. Con el diseño y construcción de este controlador de calor se logra mejorar la integración de la persona no vidente, así como disminuir notablemente los problemas que origina en los familiares directos, reduciendo tiempos improductivos de quien lo asiste o acompaña y mejorando la calidad de vida de la persona al tener mayor autonomía para desenvolverse en su hogar.

La construcción de este controlador de calor, ver Figura 3, es producto de un desarrollo local que traería muchos beneficios al aprovechar la capacidad técnica e intelectual de su comunidad y permitiría su aplicación a nivel regional y nacional.



Figura 3 Vistas de gabinete terminado en material plástico

4. Conclusiones

El sentido de la vista es uno de los más importantes del ser humano porque a través de ellos percibimos la mayor parte de información del mundo que lo rodea.

Existen millones de personas con diferentes tipos de discapacidad pero dentro de ellas está la discapacidad visual, el hecho de que posea alguna de ellas no amerita que se lo considere alguien incapaz de hacer algo por sí solo, con los avances en tecnología que existen actualmente puede hacer muchas cosas productivas y ser un ejemplo para los demás.

Muchas de las tecnologías existentes pueden servir para ayudar a las personas con discapacidad visual permitiendo su integración a la sociedad pero principalmente hacer que se sienta capaz de hacer todas las cosas que se proponga y no se sienta menos.

Pero aun a veces el acceso a estas nuevas tecnologías inclusivas para personas con discapacidad visual es algo costoso para algunas de ellas, pero cada vez que sale algún producto nuevo, los costos van disminuyendo y por cada vez más accesibles.

5. Referencias

- Brolin, G. *Programación en C*. Primera edición. Editorial: Red Users (2012)
- Ceditec. *Aplicaciones móviles para personas con discapacidad visual*. España (2014)
- García Breijo, E. *Compilador C CSS y Simulador Proteus para Microcontroladores PIC*. Primera edición. Editorial: Alfaomega. México (2008)
- Gómez Gonzalez, S. *El gran libro de Solidworks*. Editorial: Marcombo. Madrid (2016)
- Grande Sanpedro, F. *Solidworks fácil*. Editorial: Alfaomega Marcombo. Madrid (2016)
- OMS. *Ceguera y discapacidad visual*. Disponible en <http://www.who.int/mediacentre/factsheets/fs282/es/> Nota descriptiva N° 282 (2013)
- Saenz Flores, M. *Curso básico de Arduino*. Primera edición. Creative Commons (2018)
- Sánchez Caballero, M. *Baja visión y tecnología de acceso a la información: Guía de ayudas técnicas de bajo coste*. Colección Democratizando la Accesibilidad Vol. 8. La Ciudad Accesible (2015).
- Torrente Artero, O. *Arduino. Curso práctico de formación*. Primera edición. Editorial: Alfaomega. México (2013)



19.

COMUNICACIÓN AUMENTATIVA Y ALTERNATIVA

CONCERTADOR DE INTERFACES ADAPTADAS PARA ACCESO AL ORDENADOR PARA PERSONAS CON DISCAPACIDAD

Y. Monges, V. González, I. Fuster y F. Brunetti

Universidad Católica “Nuestra Señora de la Asunción”,
Tte. Cantaluppi y G. Molinas, Asunción, Paraguay
fjbrunetti@uc.edu.py

Resumen. El fácil acceso al ordenador sigue siendo un gran desafío para las personas con problemas motores en los miembros superiores. A pesar de la diversidad de dispositivos existentes que cumplen este rol, generalizar un conjunto básico de soluciones es sumamente complejo ya que cada usuario posee un perfil y necesidades particulares. Además, los costos de las soluciones comerciales son elevados para muchos usuarios. Este trabajo presenta el desarrollo de un Concertador de Interfaces que permite la conexión transparente de interfaces adaptadas al ordenador. El dispositivo fue desarrollado utilizando componentes de bajo costo, y su documentación es libre, permitiendo su réplica sin costos de licencia. Actualmente el dispositivo es utilizado por usuarios con discapacidad, en el Centro de Rehabilitación Integral de Teletón.

Palabras clave: Concertador de interfaces, Interfaces adaptadas, HID.

1. Introducción

En consecuencia, muchas interfaces adaptadas de acceso al ordenador se basan en drivers específicos para tomar control del mouse o teclado, configurándose soluciones ad-hoc, incompatibles muchas veces con otras aplicaciones, [1,2]. Otras apuntan a utilizar un dispositivo intermedio que traduce eventos discretos como pulsadores al estándar HID, como el concertador de interfaces comercial Hitch disponible en AbleNet. Desafortunadamente, el alto costo de estas soluciones, las hacen inaccesibles para muchos usuarios.

Un Dispositivo de Interfaz Humana HID, hace referencia a las interfaces de usuario para ordenadores, que envían un evento generado por el usuario a las aplicaciones en ejecución. A la fecha, el protocolo HID es soportado por la mayoría de los sistemas operativos. Esto facilita enormemente la utilización de estos dispositivos de entrada, ya que codifica los eventos capturados a un estándar entendible y compartido por todas las aplicaciones, [3,4].

Atendiendo esto, se propone el desarrollo de un concertador de interfaces compatible con USB-HID (*Human Interface Device*) [5], lo cual permite integración transparente de múltiples interfaces al ordenador, como pulsadores, ratones adaptados y otros.

2. Concertador de interfaces adaptadas

El concertador de interfaces es el dispositivo (consta de dos módulos) que conecta las interfaces adaptadas básica (no HID) y en el ordenador. La arquitectura del concertador, como se muestra en la figura 1.a), está compuesta por dos módulos principales: el concertador de interfaces HID (CHID) y el concertador de interfaces inalámbrico (CII). Este último se conecta al primero de forma inalámbrica para minimizar los cables existentes entre el usuario y el ordenador. En conjunto, permiten integrar de forma transparente (sin necesidad de drivers y dispositivos intermedios) distintas interfaces adaptadas con el sistema operativo del ordenador y así con las aplicaciones en ejecución. Además, permite la utilización simultánea y de forma cooperativa de múltiples interfaces, como por ejemplo varios pulsadores donde cada uno de ellos esté asociado a una tecla del teclado o un botón del ratón. Las interfaces adaptadas (IA) se conectan al CHID o al CII. Cuando el CHID recibe la información de las interfaces adaptadas, la traducen en comando HID. Además de esta función lógica, brinda la interfaz lógica y física necesarias para ellas (conectores, alimentación y puerto de comunicación si corresponde).

3. Implementación Hardware

El CHID y el CII están implementados utilizando microprocesadores Atmega32u4 de la plataforma Micro Pro Arduino. La conexión entre ambas se realiza a través del protocolo inalámbrico con los módulos Bluetooth HC05 para el máster (CHID) y HC06 como esclavo (CII). El esquema de conexión para el CII, se mantiene como el primer caso, donde, se presentan cuatro entradas para IA para eventos discretos, con conectores mini

Jack mono hembra y una entrada para conexión de IA para eventos continuos con el protocolo SPI utilizando el módulo inalámbrico RNF24L01. La implementación del firmware de la clase HID para la arquitectura propuesta, hace uso de una librería open source compatible con la plataforma Arduino.

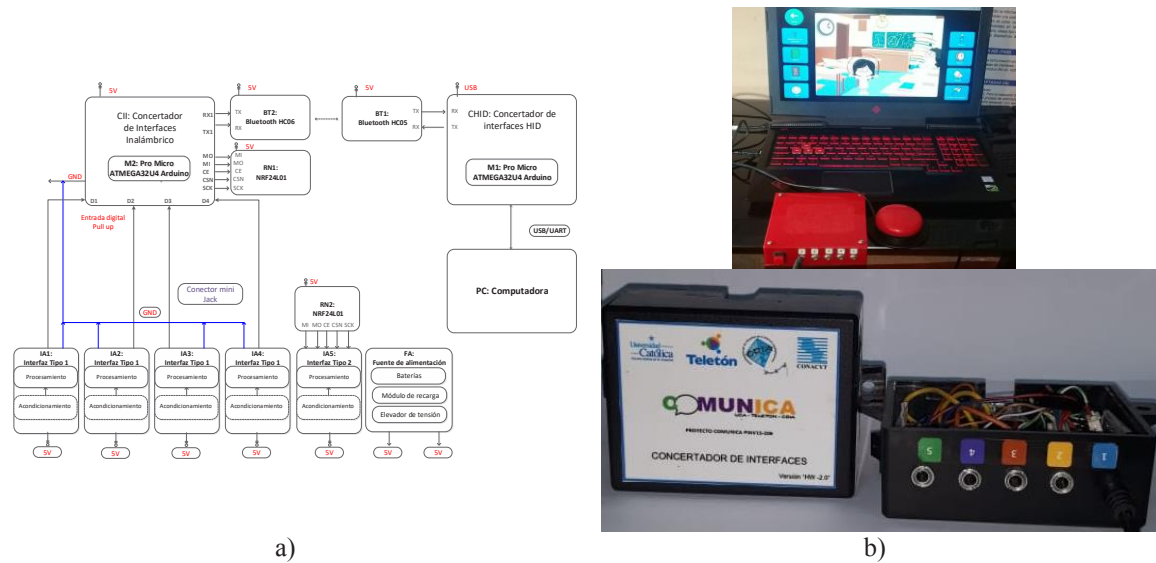


Figura 1. a) Diagrama que muestra un escenario de uso del concertador de interfaces, mostrando el CHI, el CII, y las interfaces adaptadas potencialmente conectadas y b) Prototipo del Modulo del CHID y CII, b) Prueba con interfaces y el sistema de comunicación alternativa Grid3

4. Conclusiones

El desarrollo de la arquitectura potencia una plataforma configurable a las necesidades de cada persona minimizando el problema que representa encontrar una interfaz ideal y conveniente para un usuario en particular y que al mismo tiempo sea compatible con las aplicaciones más comunes.

La implementación de diversos tipos de interfaces adaptadas permite fusionar los datos de diferentes tecnologías para obtener mejores interfaces (interfaces multimodales) con la arquitectura estandarizada. Actualmente, los desarrollos (figura 1.b) son utilizados por niños con discapacidades motrices en el Centro de Rehabilitación Integral Teletón de Asunción, Paraguay.

5. Referencias

[1] A. Clemotte, F. Brunetti, R. Raya, R. Ceres y E. Rocon, “Interfaces alternativas de acceso al ordenador: principios comunes y propuesta de métricas de valoración”. VII Congreso Iberoamericano de Tecnologías de Apoyo a la Discapacidad IBERDISCAP 2013. Santo Domingo, República Dominicana.

[2] Y. Elsahar, S. Hu, K. Bouazza-Marouf, D. Kerr y Annysa Mansor, “Augmentative and Alternative Communication (AAC) Advances: A Review of Configurations for Individuals with a Speech Disability”. Sensors, 19(8), p.1911, 2019.

[3] P. Palomo, T. González, R. Rivas, I. I., y A. Ruiz, “IRISCOM. proyecto IRIS,” *IV Jornadas Iberoamericanas de Tecnologías de Apoyo a la Discapacidad*, pp. 87 – 91, 2009.

[4] A. Clemotte, R. Raya, R. Ceres, and E. Rocon, “Preliminary result from a multimodal interface for cerebral palsy users based on eye tracking and inertial technology,” in *Converging Clinical and Engineering Research on Neurorehabilitation*. Springer, pp. 443–448, 2013.

[5] Universal Serial Bus (USB) Organization. “Device Class Definition for Human Interface Device (HID)”, Sersion 1.11, 2001.

Accesibilidad para Sistemas Alternativos de Comunicación: Diseño y Validación de una Interfaz Cerebro-Computadora Basada en Potenciales Evocados Visuales

Florencia Garro^{1a}, Agustín Raviolo^a, Marco Moresi^a, Hector Andrés Costa^a
^a OTTAA Project, Córdoba, Argentina

Resumen

Los sistemas aumentativos y alternativos de comunicación (SAAC) rehabilitan la comunicación en pacientes con afasia asociada a diferentes patologías. En casos de comorbilidad con discapacidad motriz grave, las aplicaciones basadas en interfaces cerebro-computadora (ICC) han sido ampliamente propuestas como dispositivos de accesibilidad para SAAC, ya que decodifican la intención del paciente identificando patrones de actividad eléctrica cerebral específicos, permitiendo a las personas interactuar con su entorno sin necesidad de efectuar movimiento muscular.

En este trabajo se detalla el diseño y las pruebas de validación de un sistema ICC portable, no invasivo y basado en electroencefalografía, utilizando tecnología OpenBCI; que permite la comunicación alternativa optimizada y en tiempo real, brindando una herramienta que puede ser utilizada de forma autónoma por el usuario con discapacidad y el personal de salud que interactúa con el mismo.

Palabras clave: Interfaz Cerebro-Computadora, Sistema Alternativo de Comunicación, Accesibilidad, Tecnología para la Comunicación, OpenBCI.

1. Introducción

La capacidad de comunicación es una necesidad básica del ser humano e impacta de manera directa en su calidad de vida. Los Sistemas Aumentativos y Alternativos de Comunicación (SAAC) son formas de expresión distintas al lenguaje hablado, que tienen como objetivo aumentar y/o compensar las dificultades de comunicación y lenguaje de muchas personas con discapacidad [1].

Existen diversas patologías que pueden hacer necesario el uso de un SAAC, tales como la parálisis cerebral (PC), los trastornos del espectro autista (TEA), las enfermedades neurológicas tales como la esclerosis lateral amiotrófica (ELA), la esclerosis múltiple (EM), las distrofias musculares, los traumatismos cráneo-encefálicos o las afasias, entre muchas otras.

En casos de discapacidad motriz severa, el uso de los SAAC se ve restringido por la necesidad de efectuar movimientos para interactuar con el sistema. Como una potencial solución a esta problemática, se ha propuesto el desarrollo de interfaces cerebro-computadora (ICC) como dispositivos de entrada, las cuales permiten comandar un dispositivo mediante la codificación de patrones de actividad cerebral eléctrica determinados, de forma no invasiva.

A pesar de existir más de 4,000 estudios de investigación de ICC por su potencial para restablecer la comunicación y el control de las personas con discapacidades neuromusculares graves, muy pocos informes de casos han descrito el uso independiente en lugares no controlados [2].

El objetivo de este trabajo es desarrollar un prototipo funcional de una interfaz cerebro computadora basada en potenciales evocados que permita la comunicación en personas con algún grado de afasia y discapacidad motriz severa. Para lograr este objetivo, se realizó un análisis exhaustivo de las variables de diseño que influyen en la evocación y detección de los patrones cerebrales de interés. Con esta información se diseñó y validó un sistema de adquisición de señales portable y estable, que permita un uso prolongado del sistema en condiciones normales de uso.

Para la implementación de este proyecto se decidió utilizar como comando de entrada al sistema potenciales evocados de estado estacionario (SSVEP, por sus siglas en inglés), los cuales son respuestas fisiológicas a estímulos luminosos que oscilan en un rango de frecuencia entre 2 Hz - 90 Hz [3].

Este paradigma fue elegido debido a su alta tasa de transferencia de información (ITR por sus siglas en inglés) comparado con otros paradigmas utilizados en desarrollos de ICC. La ITR está definida como la tasa de información comunicada por unidad de tiempo y depende tanto de la velocidad de transmisión como de la precisión del sistema.

Asimismo, las interfaces basadas en SSVEP implican menos tiempo de entrenamiento y calibración, y proveen una mayor estabilidad debido a que no son tan dependientes del estado cognitivo del usuario. También se

¹ fgarro@ottaaproject.com, número de teléfono: (+54) 9 3544 609916, www.ottaaproject.com

consideró el hecho de que el diseño de interfaces SSVEP permite un mayor número de comandos, y que no necesitan una fijación de la cabeza del usuario frente a la pantalla, lo cual es una ventaja para su implementación como sistema alternativo de comunicación.

2. Materiales y Métodos

2.1. Diseño de hardware

Para el registro de la actividad cerebral se seleccionó la técnica de electroencefalografía (EEG). Se diseñó un sistema de adquisición teniendo en cuenta aspectos relativos a la usabilidad y portabilidad del sistema, en particular:

1. El sistema debe ser seguro, portátil, inalámbrico y cómodo para su uso;
2. La calidad de la señal debe permanecer estable durante el uso;
3. La colocación del sistema debe ser rápida y fácil, con un entrenamiento mínimo.

El diseño consiste en una vincha de diseño propio, impresa en 3D en poliuretano flexible (Figura 1). La placa de adquisición de EEG utilizada es OpenBCI Ganglion, una placa de adquisición de bioseñales *open source*, que cuenta con cuatro entradas diferenciales de alta impedancia [4]. La vincha incluye 3 electrodos secos, fabricados por Florida Research Instruments Inc, compuestos de un polímero conductivo con un recubrimiento de Ag/AgCl. Los electrodos se encuentran ubicados en PO7, PO8, y POz de acuerdo con el sistema internacional 10-20, con referencia y tierra en aurículas.

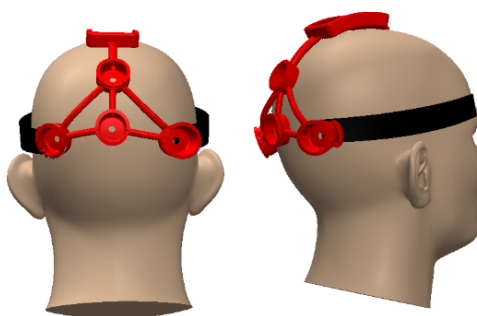


Figura 1: Modelo 3D del diseño de la vincha.

La selección del montaje de electrodos utilizado está basado en una revisión bibliográfica, en la cual se reporta una mayor evocación de potenciales evocados visuales en la corteza occipital [5].

La estimulación visual se realiza mediante dos estímulos luminosos intermitentes, que parpadean a 25 Hz y 33 Hz respectivamente. Los mismos fueron implementados mediante luces LED, contenidos en un módulo impreso en 3D. Ambos estímulos son de color verde, de forma circular de 20 mm de diámetro y separados 175 mm entre sí.

Para el diseño se tuvieron en cuenta parámetros de diseño relevantes para optimizar la evocación de los potenciales evocados de interés identificados en literatura, en particular, la forma, tamaño, color y separación de los estímulos [6].

2.2. Participantes

10 voluntarios sin discapacidad participaron de la etapa de pre-entrenamiento del algoritmo, y 31 voluntarios participaron en la etapa de validación de la interfaz, 10 mujeres y 21 hombres (edad promedio: 29 +/- 16 años). 5 pacientes tenían diagnóstico confirmado de esclerosis lateral amiotrófica, con dificultades en la comunicación verbal, sin discapacidad cognitiva. 22 voluntarios presentaban parálisis cerebral de nacimiento, con distintos grados de discapacidad motriz y cognitiva, con dificultades severas en el habla. 1 voluntario presentaba afasia post-ACV, 1 voluntario presentaba afasia primaria y 1 voluntario presentaba autismo.

Todos los voluntarios (o sus tutores legales) firmaron un consentimiento informado previo a la ejecución de validación de la prueba. Los criterios de inclusión son:

- Presentar algún grado de afasia y discapacidad motriz severa, asociado a patologías neuromusculares.
- Manifestar intención comunicativa y ser capaces de obedecer indicaciones simples.
- No tener antecedentes de epilepsia y/o crisis convulsivas de cualquier tipo.
- Tener capacidad visual (normal o corregida) suficiente para observar una pantalla de computadora.

2.3. Protocolo de prueba

Con el objetivo de construir el clasificador de potenciales evocados se tomaron señales a diez sujetos sin discapacidad con el siguiente protocolo.

El usuario se encontraba sentado a 60 centímetros en línea recta del estimulador, un arreglo de dos leds parpadeando a 25Hz (izquierda) y 33Hz (derecha).

Para iniciar la adquisición de señales se encendió el estimulador y se le solicitaba al usuario que fijara su vista a cada uno de los leds durante 10 segundos. Se pre entrenó el algoritmo con estos datos, evaluando su precisión offline.

Durante la etapa de validación, se les pidió a los 31 voluntarios con discapacidad responder 20 preguntas guiadas a través del sistema alternativo de comunicación digital OTTAA Project [7] conectado al sistema. Se evaluó la precisión del mismo en función de la cantidad de aciertos sobre el total de respuestas. En la Figura 2 se detalla una sesión de prueba en dos voluntarios con Esclerosis Lateral Amiotrófica.

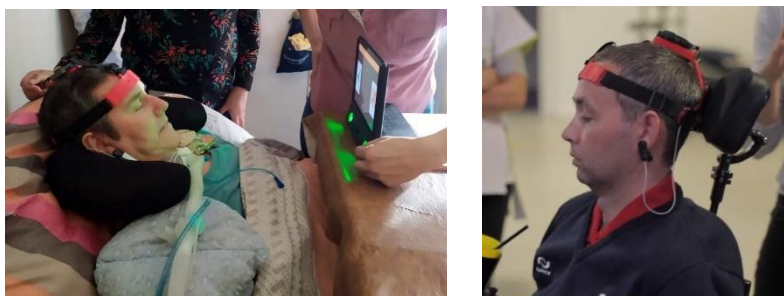


Figura 2: Sesión de prueba en dos voluntarios con Esclerosis Lateral Amiotrófica.

2.4. Procesamiento de la señal EEG

Los datos fueron adquiridos mediante el uso de OpenBCI GUI v4.0.3 a una tasa de muestreo de 200 Hz. A cada una de las señales adquiridas previamente se le realizó un preprocesamiento con el objetivo de construir vectores de características que representan los potenciales evocados. Se segmentaron en ventanas de 2 seg. Se aplicó un filtro pasabanda 5-45 Hz y un filtro espacial Laplaciano de diseño propio. Luego se aplicó una Transformada Rápida de Fourier, y se extrajeron 5 puntos por frecuencia de interés (25 y 33 Hz) y 5 puntos por subarmónico de interés (12,5 y 16.5 Hz) de modo que cada vector de características tiene 20 dimensiones

Para construir el modelo de predicción de potenciales evocados, se utilizó la base de datos generada por las señales adquiridas de los diez voluntarios sin discapacidad, con la cual se entrenó un modelo neuronal que consiste en una red completamente conectada de 3 capas (100, 60, 2 dimensiones por capa), con capas intercaladas de dropout con 0.5 de probabilidad, y una capa de activación SoftMax para poder predecir categóricamente la salida.

3. Resultados

El porcentaje de precisión promedio del sistema fue de un 85% para los sujetos con ELA y 75% para los sujetos con parálisis cerebral, calculado como el porcentaje de respuestas correctas realizadas por los voluntarios durante la sesión de validación. Para el resto de las patologías, la precisión fue considerablemente menor (figura 3). La colocación del sistema y preparación de la prueba tuvo que ser adaptada a las condiciones de cada sujeto, debido a la presencia de interferencias de diversas fuentes. Sin embargo, todos los

sujetos fueron capaces de interactuar en algún grado con el sistema y no reportaron discomfort durante el uso.

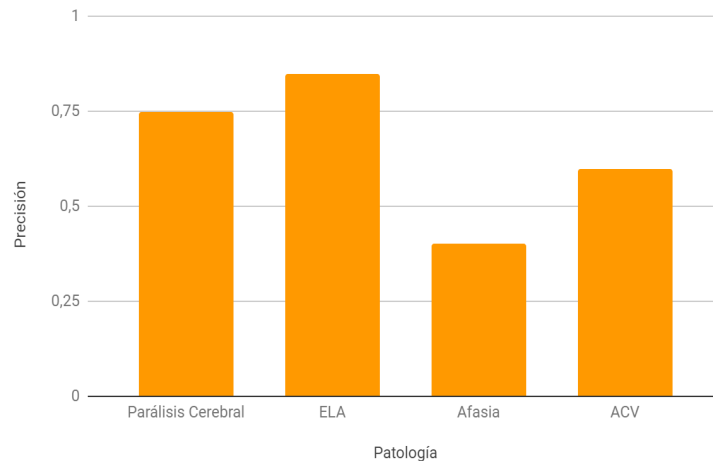


Figura 3: Precisión del sistema en función de las distintas patologías de los voluntarios.

4. Discusión

El porcentaje de precisión alcanzado durante la validación del prototipo es aceptable al compararlo con el estado del arte de los sistemas ICC implementados como SAAC, en particular teniendo en cuenta el número limitado de canales de adquisición y el uso en tiempo real. En una implementación similar, con tres electrodos ubicados en la región occipital, se obtuvo un 66% de precisión en tiempo real [8]. En implementaciones con mayor número de canales la precisión mejora considerablemente, ya que existe una mayor resolución espacial para identificar el potencial evocado. En reportes de implementaciones con 256 canales de adquisición, la precisión aumenta hasta un 84% [9], incluso más si se tienen en cuenta resultados offline.

Si bien el grado de precisión alcanzado es aceptable teniendo en cuenta el estado del arte de los sistemas ICC, se plantean líneas de trabajo futuro para lograr un sistema confiable de uso diario, tales como aumentar el número de ejemplos de entrenamiento del sistema, modificar el preprocesamiento de la señal y la arquitectura del clasificador para su optimización, y mejorar la adquisición de la señal mediante una revisión de diseño.

Agradecimientos

Los autores agradecen la participación durante la etapa de validación del prototipo de los centros de rehabilitación AEDIN y Cireha, y de la Escuela de discapacitados motrices N°1, los cuales asesoraron la selección de voluntarios y participaron de forma activa en la coordinación y ejecución de las pruebas de validación.

5. Referencias

- [1] <http://www.arasaac.org/aac.php>. Última visita: 19/09/2019
- [2] Guy, V. et al. (2018). Brain computer interface with the P300 speller: usability for disabled people with amyotrophic lateral sclerosis. *Annals of physical and rehabilitation medicine*, 61(1), 5-11.
- [3] Pastor, M. A., Artieda, J., Arbizu, J., Valencia, M., & Masdeu, J. C. (2003). Human cerebral activation during steady-state visual-evoked responses. *Journal of neuroscience*, 23(37), 11621-11627.
- [4] www.openbci.com. Última visita: 26/6/2019
- [5] Fuchs, S. et al. (2008). Attentional bias of competitive interactions in neuronal networks of early visual processing in the human brain. *NeuroImage*, 41(3), 1086-1101.
- [6] Tello, R. J. M. G. et al (2015). Comparison of the influence of stimuli color on steady-state visual evoked potentials. *Research on Biomedical Engineering, (AHEAD)*, 0-0.
- [7] www.ottaaproject.com. Última visita: 26/06/2019
- [8] Müller, S. M. T., Diez, P. F., Bastos-Filho, T. F., Sarcinelli-Filho, M., Mut, V., & Laciari, E. (2011, August). SSVEP-BCI implementation for 37–40 Hz frequency range. In 2011 Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (pp. 6352-6355). IEEE.
- [9] Wang, Y. T., Nakanishi, M., Wang, Y., Wei, C. S., Cheng, C. K., & Jung, T. P. (2016). An online brain-computer interface based on SSVEPs measured from non-hair-bearing areas. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 25(1), 14-21.

SATReLO una herramienta de apoyo a la terapia del lenguaje en niños sordos oralizados: resultados preliminares

Anita Y. Portilla^a, Valeria Almanza^a, Andrés D. Castillo^{1a}

^a Instituto para Niños Ciegos y Sordos, carrera 38 # 5B1-39 (Cali, Colombia)

Resumen

En procesos de rehabilitación del lenguaje oral de niños con sordera prelocutiva, el principal desafío que enfrentan los terapeutas es conseguir disminuir la brecha en el desarrollo del lenguaje frente a sus pares oyentes. Lograrlo requiere contar con terapeutas entrenados y contextos familiares favorables, particularmente en países en desarrollo donde la prevalencia de la discapacidad es mayor en grupos sociales con alta marginalidad. Este trabajo muestra cómo la tecnología personalizable puede contribuir a enriquecer el entorno terapéutico, con el fin de mejorar las cualidades de comprensión y producción del lenguaje mediante una herramienta software personalizable tipo web. Resultados preliminares muestran efectos positivos en habilidades cognitivas y del lenguaje observadas en el seguimiento a un grupo de 12 niños.

Palabras clave: sordera, desarrollo del lenguaje, lenguaje infantil, terapia del lenguaje, telerrehabilitación

1. Introducción

Desde finales del siglo XX la significativa mejora en las ayudas auditivas (Loizou, 1999; Ramos-Macías, Borkoski-Barreiro, Falcón-González, & Ramos de Miguel, 2016) favoreció enfoques de (re)habilitación auditiva de la población infantil con pérdida auditiva (Perea Mafla, Rendón Campo, Useche Gómez, Tejada Serna, & Granada Aguirre, 2018; Ribalta L et al., 2018), no obstante, el proceso de (re)habilitación requiere una detección temprana y un contexto terapéutico favorable, que va desde el adecuado entrenamiento de terapeutas, hasta el compromiso familiar y de la comunidad alrededor del infante (Díaz, Goycoolea, & Cardemil, 2016; Furmanski, 2011), particularmente en países donde la población con discapacidad se concentra en esferas de alta marginalidad social (Amate & Vásquez, 2006; Rendón, Morales, & Ramírez, 2014).

En cuanto al desarrollo o adquisición del lenguaje en niños sordos prelocutivos, al revisar la literatura, trabajos recientes abordan el problema mediante estudios de tipo descriptivo, ya sea haciendo seguimiento a casos o contrastando un grupo de niños sordos con otro de pares oyentes (Benito-Orejas et al., 2017; Fresneda Ortiz & Madrid Cánovas, 2017; Hinojosa Valencia, 2016; Moreno-Torres, Cid, Santana, & Ramos, 2011; Moreno-Torres Sánchez, Blanco Montañez, & Madrid Cánovas, 2015; Moruno López, 2016; Peribáñez Giraldo, 2018); sin embargo, no proponen modelos de proceso de desarrollo que permitan establecer ruta de intervención terapéutica.

Tomando en cuenta lo anterior, desde la Unidad de Rehabilitación del Instituto para Niños Ciegos y Sordos (INCS) se propuso de un modelo de proceso de desarrollo de la narrativa en niños, y en asocio con el grupo de investigación DESTINO de la Facultad de Ingeniería de la Pontificia Universidad Javeriana - Cali (PUJC), se implementó de una herramienta informática para apoyar la terapia del lenguaje, que posibilite tanto el trabajo de (re)habilitación en consultorio, como el trabajo en casa por parte de las familias de los niños, en especial de zonas remotas mediante telerrehabilitación.

2. Método

El trabajo realizado consistió en el diseño de actividades terapéuticas desde el campo de la fonoaudiología, la implementación de la herramienta de apoyo y pruebas de usabilidad por el equipo interdisciplinario de ingeniería y fonoaudiología, y la validación en campo por el equipo de fonoaudiología.

2.1. Diseño de actividades terapéuticas

A partir de un modelo de proceso de desarrollo de la narrativa en niños propuesto en la Unidad de Rehabilitación del INCS (Portilla, Almanza & Castillo, 2017), se diseñan 14 tipos de actividades terapéuticas o mecánicas de juego para trabajar descripciones estáticas y dinámicas como estrategia didáctica, y se seleccionan tres para

¹ adcasaa@gmail.com, número de teléfono: (+57-2) 514 0233 ext. 3413, www.ciegosysordos.org.co

implementación en software (Portilla, Almanza & Castillo, 2019): dominó (descripción estática), ordenando mi cuarto (descripción estática) e historietas de secuencias (descripción dinámica).

2.2. Implementación de la herramienta

Una vez se iban seleccionadas las mecánicas de juego, de forma paralela se fue diseñando e implementando prototipos sucesivos de la herramienta de apoyo SATReLO con el equipo de ingeniería, utilizando un reciente paradigma de desarrollo conocido como Línea de Productos Software (LPS) que posibilita el reúso de código, la escalabilidad y la generación de actividades terapéuticas personalizadas (Martínez et al., 2018; Sierra, Pabón, Rincón, Navarro-Newball, & Linares, 2019).

2.3. Pruebas de diseño y usabilidad

Los prototipos rápidos en papel o material concreto se prueban en reuniones de trabajo del equipo de fonoaudiología, posteriormente en reuniones con el equipo de ingeniería y finalmente con niños sordos fuera del grupo de validación y pares oyentes (3 sordos y 3 oyentes) entre los 5 y 9 años, para recolectar información del aspecto gráfico, consistencia de las mecánicas de juego implementadas y facilidad de uso de la herramienta por parte de los niños, para lo cual se realizó una ficha de registro utilizando criterios de usabilidad de Jakob Nielsen (Martínez et al., 2019): la prueba mostró que los niños eran capaces de navegar por el sitio web (seleccionar y entrar a los mini-juegos), se adaptaban fácilmente interactuando con el avatar del terapeuta (el cual les proporcionaba las instrucciones) y se mostraban entusiastas frente al aspecto gráficos de la aplicación.

2.4. Pruebas de validación

Se realizó el seguimiento a un grupo de 12 niños con sordera prelocutiva, usuarios de ayudas auditivas (implantes cocleares y audífonos), entre los 6 y 12 años de edad cronológica, intervenidos con el software implementado durante 16 sesiones de trabajo cada uno en el transcurso de 3 meses. La terapeuta que intervino en las sesiones con el software no había tenido contacto previo con la herramienta.

3. Resultados

Resultados preliminares del seguimiento al grupo de validación muestran cambios significativos tanto en las tareas de descripción estática como de descripción dinámica, lo que se ve reflejado en la ampliación del vocabulario, mayor uso de relaciones semánticas, aumento en el uso de estructuras gramaticales (verbos, conectores, adverbios de tiempo y lugar) y mayor fluidez y organización sintáctica; se nota evolución en las narraciones hechas por los niños.

Adicionalmente, aunque al diseñar el software no se contempló incidir en el componente psicoafectivo, en el grupo de validación se observa que el refuerzo positivo que brinda la herramienta fortalece la autoestima, lo que se traduce en motivación constante frente a la realización de los juegos, una actitud positiva frente al logro de la tarea y motivación por participar en las actividades terapéuticas. También se observa una mayor independencia, autocontrol y autonomía al realizar los ejercicios, y mejoras en los procesos atencionales, que los lleva a cometer menos errores y tener mayor rapidez al realizar las tareas propuestas.

4. Conclusiones

Del trabajo realizado con el software se puede afirmar que las mecánicas de juego propuestas fueron acordes con los propósitos terapéuticos establecidos y permiten evidenciar la progresión de los niños en su proceso de desarrollo de la narrativa, lo que marca diferencias frente a otras herramientas de apoyo reportadas en la literatura para el trabajo de la lecto-escritura en contexto escolar (Folco, 2010; Medina Ríos & Rincón Bustos, 2007) o para el trabajo general con desórdenes de la comunicación (Cano, Peñeñory, Collazos, Fardoun, & Alghazzawi, 2015; Rodríguez-Dueñas, 2015; Saz et al., 2009).

El trabajo articulado entre terapeutas e ingenieros, permitió trascender la interdisciplinariedad, lo que se tradujo en una herramienta que cumple con las características acordes a los propósitos terapéuticos establecidos y los requerimientos técnicos que la tecnología utilizada para la implementación provee para la personalización de los mini-juegos; según la configuración establecida por la terapeuta al definir el trabajo para cada niño, según la necesidades particulares y el nivel de dificultad apropiado.

5. Agradecimientos

El trabajo presentado en este documento hace parte del proyecto No.125174455451, titulado “Apoyo a la terapia de rehabilitación del lenguaje oral y escrito en niños con discapacidad auditiva”, financiado por el Departamento Administrativo de Ciencia, Tecnología e Innovación (COLCIENCIAS) de la República de Colombia. También agradecemos al grupo de investigación DESTINO de la Pontificia Universidad Javeriana, Cali.

6. Referencias

- Amate, E. A., & Vásquez, A. J. (Eds.). (2006). *Discapacidad: Lo que todos debemos saber*. Recuperado de <http://iris.paho.org/xmlui/handle/123456789/719>
- Benito-Orejas, J. I., Santiago-Pardo, R. B., Romero-Ureña, C., Sánchez-Rosso, Á. L., Muñoz-Moreno, M. F., Escarda-Bolaños, M., ... García-Álvarez, C. (2017). Metodología aplicada en el estudio del desarrollo del lenguaje en niños con detección temprana de la hipoacusia neonatal. *Revista ORL*, 8(2), 85–103. <https://doi.org/10.14201/orl201782.15133>
- Cano, S., Peñeñory, V., Collazos, C. A., Fardoun, H. M., & Alghazzawi, D. M. (2015). Training with Phonak: Serious Game As Support in Auditory – Verbal Therapy for Children with Cochlear Implants. *Proceedings of the 3rd 2015 Workshop on ICTs for Improving Patients Rehabilitation Research Techniques*, 22–25. <https://doi.org/10.1145/2838944.2838950>
- Díaz, C., Goycoolea, M., & Cardemil, F. (2016). *Hipoacusia: Trascendencia, incidencia y prevalencia*. 27(6), 731–739. <https://doi.org/10.1016/j.rmcl.2016.11.003>
- Folco, P. M. (2010). Las tecnologías de información y comunicación como herramientas para la apropiación de la lecto-escritura en sordos e hipoacúsicos. *Revista Iberoamericana de Educación*, 54(1), 1–10.
- Fresneda Ortiz, A., & Madrid Cánovas, S. (2017). Correferencia, cohesión y actualización en la narración de niños hipoacúsicos con implante coclear. *Pragmalingüística*, (25), 146–162. <https://doi.org/10.25267/Pragmalinguistica.2017.i25>
- Furmanski, H. M. (2011). Habilitación y rehabilitación auditiva en niños con implantes cocleares. *Revista de la Federación Argentina de Sociedades de Otorrinolaringología*, 18(3), 45–49.
- Hinojosa Valencia, M. F. (2016). *Procesos de adquisición de la lengua escrita en población infantil con pérdida auditiva* (Doctoral Thesis, Universidad Complutense de Madrid). Recuperado de <http://eprints.ucm.es/40363/>
- Loizou, P. C. (1999). Introduction to cochlear implants. *IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine*, 18(1), 32–42. <https://doi.org/10.1109/51.740962>
- Martínez, J., Pabón, M., Rincón, L., Gutiérrez, E., Sierra, M., Álvarez, G., ... Almanza, V. (2018). Using Software Product Lines to support language rehabilitation therapies: An experience report. *2018 ICAI Workshops (ICAIW)*, 1–6. <https://doi.org/10.1109/ICAIW.2018.8554992>
- Martínez, J.-C., Gutiérrez, E., Alvarez, G., Castillo, A. D., Portilla, A. Y., & Almanza, V. (2019). Video games to support language therapies in children with hearing disabilities. *13th International Conference on E-learning and Games (EDUTAINMENT 2019)*. Presentado en EDUTAINMENT, Cali, Colombia.
- Medina Ríos, P. A., & Rincón Bustos, M. L. (2007). Plataforma web para aplicaciones tecnológicas que faciliten el aprendizaje escolar y laboral en personas sordas y con deficiencia auditiva. Una construcción interdisciplinar: Ingeniería de software y fonoaudiología. *Areté*, 7, 150–158.
- Moreno-Torres, I., Cid, M. del M., Santana, R., & Ramos, Á. (2011). Estimulación temprana y desarrollo lingüístico en niños sordos con implante coclear: El primer año de experiencia auditiva. *Revista de Investigación en Logopedia*, 1(1), 56–75.
- Moreno-Torres Sánchez, I., Blanco Montañez, G., & Madrid Cánovas, S. (2015). Hacia un modelo explicativo del desarrollo lingüístico del niño sordo con implante coclear. *FIAPAS*, (154), S1–S21. Recuperado de http://www.bibliotecafiapas.es/pdf/Revista_FIAPAS_154.pdf#page=21.
- Moruno López, E. (2016). *Desarrollo del lenguaje en niños sordos con implante coclear: Diseño de un corpus y su aplicación al estudio de la fonología* (Tesis Doctoral, Universidad de Málaga). Recuperado de <https://riuma.uma.es/xmlui/handle/10630/13130>
- Perea Mafla, P. P., Rendón Campo, L. F., Useche Gómez, M. C., Tejada Serna, P., & Granada Aguirre, L. F. (2018). Eficacia del implante coclear en la Clínica Visual y Auditiva del Instituto para Niños Ciegos y Sordos del Valle del Cauca. *Revista Colombiana Salud Libre*, 13(1). <https://doi.org/10.18041/1900-7841/rcslibre.2018v13n1.4983>
- Peribáñez Giraldo, S. (2018). *Desarrollo del lenguaje en niños con detección temprana de hipoacusia unilateral* (Tesis de Grado, Universidad de Valladolid). Recuperado de <http://uvadoc.uva.es:80/handle/10324/33651>

- Portilla, A. Y., Almanza, V., & Castillo, A. D. (2017). *Proceso de desarrollo de la narrativa en niños sordos oralizados* (Informe técnico de avance de proyecto Colciencias SIGP 125174455451 Núm. 1; pp. 14–69). Cali, Colombia: Pontificia Universidad Javeriana.
- Portilla, A. Y., Almanza, V., & Castillo, A. D. (2019). Diseño de actividades didácticas a partir de un modelo de desarrollo de narrativa en niños. *EDUTAINMENT Workshop on Computing and Technology in Health (CoTH 2019)*. Presentado en EDUTAINMENT, Cali, Colombia.
- Ramos-Macías, Á., Borkoski-Barreiro, S., Falcón-González, J. C., & Ramos de Miguel, Á. (2016). Implante Coclear. Estado actual y futuro. *Revista Médica Clínica Las Condes*, 27(6), 798–807. <https://doi.org/10.1016/j.rmclc.2016.11.011>
- Rendón, L. F., Morales, P., & Ramírez, O. (2014). Caracterización de la población con discapacidad visual y auditiva matriculada en la Unidad de Rehabilitación del Instituto para Niños Ciegos y Sordos del Valle del Cauca. *Prospectiva*, (19), 463–481. <https://doi.org/10.25100/prts.v0i19.982>
- Ribalta L, G., Goycoolea V, M., Cardemil M, F., Cohen V, M., Ried G, E., Labatut P, T., ... Díaz S, C. (2018). Resultados del programa de implantes cocleares de Clínica Las Condes a 20 años de su inicio: Serie clínica 1994-2015. *Revista de otorrinolaringología y cirugía de cabeza y cuello*, 78(3), 275–280. <https://doi.org/10.4067/s0717-75262018000300275>
- Rodríguez-Dueñas, W. R. (2015). Herramientas informáticas libres para los desórdenes de la comunicación humana. *Revista Ciencias de la Salud*, 13(2), 271–284. <https://doi.org/10.12804/revsalud13.02.2015.14>
- Saz, O., Yin, S.-C., Lleida, E., Rose, R., Vaquero, C., & Rodríguez, W. R. (2009). Tools and Technologies for Computer-Aided Speech and Language Therapy. *Speech Communication*, 51(10), 948–967. <https://doi.org/10.1016/j.specom.2009.04.006>
- Sierra, M., Pabón, M. C., Rincón, L., Navarro-Newball, A., & Linares, D. (2019). A Comparative Analysis of Game Engines to Develop Core Assets for a Software Product Line of Mini-Games. En X. Peng, A. Ampatzoglou, & T. Bhowmik (Eds.), *Reuse in the Big Data Era* (pp. 64–74). https://doi.org/10.1007/978-3-030-22888-0_5

Anticipación con baja tecnología como facilitador de la inclusión

Marcelo Barcia ^a, Mariela Sánchez^b

^a Cincel Digital, Juan XXIII 320, Godoy Cruz, Mendoza, Argentina,

^b Aimee Abordaje Terapéutico Integral, Balcarce 811, Guaymallén, Mendoza, Argentina.

Resumen

La Convención Internacional de los Derechos de las Personas con Discapacidad se escribió con el propósito de “asegurar el goce pleno y en condiciones de igualdad de todos los derechos y libertades fundamentales por todas las personas con discapacidad y promover el respeto de su dignidad inherente” y entre sus principios plantea la “participación e inclusión plenas y efectivas en la sociedad”, “el respeto por la diferencia y la aceptación de las personas con discapacidad, la igualdad de oportunidades y la accesibilidad”, entre otros (ONU, 2006). Aún así, en las instituciones educativas que no reciben con frecuencia a personas con discapacidad, se adolece del conocimiento y las herramientas que les faciliten alinearse con esos principios. Este fue el desafío al que nos enfrentamos al acompañar la inclusión de dos adolescentes con parálisis cerebral y necesidades complejas de comunicación en sus nuevas escuelas. Se optó por habilitar al entorno, anticipando información relevante que permitiera al cuerpo docente y a los compañeros comprender las necesidades y las capacidades de los nuevos estudiantes.

Palabras clave: comunicación aumentativa, inclusión, educación, necesidades complejas de comunicación, apoyos de baja tecnología, pictogramas, accesibilidad cognitiva, anticipación

1 Introducción

El inicio de una nueva etapa escolar requiere por parte de los estudiantes un período de asimilación y acomodación, que los desafía a esforzarse para generar relaciones y vincularse entre ellos y con el entorno. Esta experiencia es más desafiante para estudiantes con discapacidad y con necesidades complejas de la comunicación.

Para que las escuelas sean inclusivas, es necesario que validen la forma de comunicación de los usuarios de Comunicación Aumentativa y Alternativa y al hacerlo también validaran sus opiniones y sentimientos; tal como lo afirma en su investigación Deliyore-Vega (Deliyore-Vega, 2018).

El objetivo de Comunicación Aumentativa y Alternativa es instaurar o ampliar los canales de comunicación de las personas con alteraciones severas del lenguaje expresivo o del habla y de esta manera mejorar la autonomía de ellas. Pero además de las funciones comunicativas-lingüísticas se pueden abordar otras funciones como la anticipación de lo que va a suceder, organizar la agenda, regular la conducta y adaptar contenidos curriculares (Angiono, Fernandez Reuter, Mercado; 2019).

Una estrategia básica que se usa para reducir la ansiedad y las conductas disruptivas es la anticipación de acciones con apoyos visuales (Wells, 2011). En nuestro caso usamos la misma estrategia de anticipación, pero para proveer información relevante acerca del nuevo estudiante al colectivo de compañeros y a sus futuros docentes.

1.1 Antecedentes de los estudiantes

Ambos estudiantes tienen parálisis cerebral, con compromiso motor que les dificulta la marcha autónoma y además tienen necesidades complejas de comunicación. Los dos fueron entrenados con Comunicación Aumentativa desde los dos años, siendo actualmente comunicadores contexto-dependiente (Dowden, 2004), lo

^a Tel: +54 261 4525695, marcelo@cinceldigital.com.ar

^b Tel: +54 261 4315023, mariela@cinceldigital.com.ar

que significa que lograron una comunicación con símbolos confiable, con un vocabulario acotado y requieren de un interlocutor entrenado en Comunicación Aumentativa para facilitar el intercambio de mensajes.

1.2 Antecedentes de inclusión de las escuelas participantes

Los dos casos tienen características diferentes. En el caso de la mujer, la nueva escuela es una escuela primaria de educación especial, así que todos sus estudiantes tienen alguna discapacidad, por lo tanto en la institución escolar, contaban con recursos y conocimientos de los sistemas de comunicación aumentativa.

En cambio, el varón ingresó en una escuela secundaria común, que no tenía antecedentes de inclusión de estudiantes con discapacidad.

2 Objetivo

El principal objetivo de la intervención fue proveer una herramienta de presentación personal, que aportara información relevante respecto del nuevo estudiante.

El segundo objetivo fue aportar estrategias para favorecer la interrelación personal, describiendo comportamientos del compañero con discapacidad y ejemplos de respuestas ante las conductas comunicativas recurrentes.

El tercer objetivo fue concientizar acerca de la discapacidad en el contexto educativo.

3 Metodología

En la estrategia de intervención se optó por trabajar con la habilitación del entorno y los compañeros. De esta manera se buscó mejorar las habilidades de las personas sin discapacidad para convivir con el nuevo compañero (Basil Almirall, 1998).

El trabajo se dividió en tres etapas. La primera fue la recopilación de información, luego avanzar en la etapa del diseño y desarrollo de los recursos gráficos, para finalizar con la presentación de la cartilla de información personal en las escuelas.

3.1 Recopilación de la información

Teniendo en cuenta las necesidades de cada joven se escogieron seis tópicos relevantes. La información personal responde a los datos filiatorios y de contacto en caso de necesidad; las competencias del joven; los gustos personales; las expectativas respecto del trato con sus pares y con los docentes, y patrones de comportamiento comunicativo, que se pueden identificar como recursos recurrentes en los estudiantes.

Para cada uno de los items se elaboró un cuestionario que debía ser respondido por el individuo y su familia. De esas respuestas se seleccionaron los datos más significativos, que aportaran información de valor, que ampliaran el conocimiento sobre la discapacidad y la manera de relacionarse con los estudiantes.

3.2 Diseño del recurso gráfico.

La propuesta fue hacer una cartilla de información personal gráfica, que sintetizara con pictogramas cada uno de los aspectos importantes a transmitir, agrupando la información por tópicos, similar a la presentación gráfica de las cartillas de seguridad de los aviones.

De las entrevistas con los padres surgió el interés de presentar otro documento escrito en el que estuviera toda la información y en la cartilla sólo se presentara lo más relevante.

Categoría	Sección	Observaciones
Introducción personal	Nombre Día del cumpleaños Datos de contacto	
	Quiero que sepas	Información que se considera importante anticipar en la escuela. La valoración de esta información es subjetiva, pero ofrece la oportunidad que tanto el usuario como la familia expliciten aspectos que ellos consideran de relevancia.
Competencias	Yo puedo hacer solo	Descripción de las cosas que el alumno con discapacidad puede realizar sin ayuda
	Yo puedo hacer con ayuda	Descripción de actividades que requiere de asistencia para poder realizar
	Yo no puedo	Detalle de las actividades que no puede hacer
Expectativas	Espero que vos...	
Gustos	A mí me gusta...	Descripción de las preferencias más significativas
	A mí me afecta...	Aspectos que no le gustan o afectan al individuo
Comunicación	Yo me comunico...	Explicación de la forma que se puede expresar
	Que quiero decir cuando	Explicación de conductas comunicativas. Por ejemplo: "Miro mis piernas cuando necesito acomodarme"

Tabla 1 – Organización de la información

Siguiendo la estructura presentada en la tabla se escogió un pictograma que representa cada categoría realizado en un tamaño mayor para destacarlo respecto al resto y los pictogramas que describen cada ítem. Cada pictograma fue acompañado del texto descriptivo.

3.3 Presentación del material

La presentación de los documentos se adaptaron a las características de cada una de las escuelas. Para el caso de la escuela primaria especial, considerando que ya tenían experiencia en el tratamiento de personas con discapacidad se organizó una reunión con la docente que recibiría a la niña y se le presentó la cartilla.

En el caso de la escuela secundaria común, se aprovechó la actividad de ambientación que se realiza para todos los alumnos del primer año y en la que además participan los preceptores y algunos docentes. Al día del encuentro asistieron cuatro terapeutas del equipo que lleva el tratamiento del joven y se distribuyó entre los asistentes el documento de texto descriptivo y la cartilla de información personal. Se leyó el documento y se mostró la cartilla, luego se les explicó el uso del sistema aumentativo de comunicación, el uso de la cartilla y se respondieron preguntas de los asistentes.

4 Resultados

Si bien la escuela primaria era de educación especial, la información aportada con los documentos elaborados permitió que la escuela pudiera tomar conocimiento anticipadamente de las cuestiones importantes a tener en cuenta con la nueva estudiante, que de otra manera hubiera llevado tiempo de observación de la experiencia y la convivencia con la joven.

Para el caso de la escuela secundaria, el conjunto de todos los alumnos de primer año tomaron conocimiento del nuevo compañero; aunque sólo un grupo de ellos compartiría el aula, todos asimilaban los datos importantes a tener en cuenta. La presencia del equipo terapéutico, permitió dar un tiempo de preguntas y respuestas, para que tanto los alumnos como los docentes pudieran evacuar sus dudas sobre cómo tratar con la discapacidad.

La presentación de la información mediante un documento gráfico perdurable, permitió que aún las personas que no asistieron a la reunión informativa pudieran conocer las características importantes a tener en cuenta y así saber cómo actuar, cómo interpretar y cómo vincularse con la persona con discapacidad.

Revisando la sección de competencias, algunos docentes pudieron adaptar sus actividades para que pudieran asegurar la participación del nuevo estudiante.

La estrategia de comunicación aumentativa con la anticipación de apoyos visuales pictográficos favoreció el vínculo entre sus pares, permitiendo que los propios compañeros se hicieran cargo de la asistencia del joven con discapacidad en los tiempos libres, mientras que el acompañante terapéutico lo hacía en los tiempos de clase.

5 Conclusión y trabajo futuro

Con el presente trabajo se abre la puerta para profundizar el estudio del impacto de este tipo de intervención en la inclusión de alumnos con discapacidad en escuelas, ya sean escuelas especiales o comunes. Si bien al momento de la realización del trabajo no se contó con herramientas para obtener datos sobre la práctica inclusiva de las instituciones, sin embargo, de la observación de los efectos producidos con la implementación de comunicación aumentativa y la estrategia de anticipación con apoyos visuales, podemos inferir que esto produjo una rápida aceptación de la condición del estudiante con discapacidad con necesidades complejas de comunicación.

6 Referencias

- [1] ONU (2006, diciembre 13). Convención sobre los Derechos de las Personas Con Discapacidad, 4.
- [2] Deliyore-Vega, M; (2018, Enero 1). Comunicación alternativa, herramienta para la inclusión social de las personas en condición de discapacidad. Revista Electrónica Educare (Educare Electronic Journal), 7.
- [3] Angiono, V.; Fernandez Reuter, M.C.; Mercado, L. (2019, marzo). Manual de los trastornos de la comunicación, lenguaje y habla. Editorial Brujas, 76.
- [4] Wells, N (2011, agosto 14). Preparando al niño con autismo a romper rutinas. <https://autismodiario.org/2011/08/14/preparando-al-nino-con-autismo-a-romper-rutinas/>
- [5] Dowden, P. (2004, septiembre 1). Communicative Independence Model. http://depts.washington.edu/augcomm/03_cimodel/commind3a_context.htm
- [6] Basil Almirall, C., Soro-Camats, E, Rosell Bult, C (1998). Sistemas De Signos Y Ayudas Técnicas Para La Comunicación Aumentativa Y La Escritura, 23

IBERDISCAP 2019

ENSEÑANZA DE LA COMUNICACIÓN AUMENTATIVA: VARIABLES EN FUNCIÓN DE LA DISCAPACIDAD

Paula Andrea Alarcón Buitrago, Anggye Lorena Lizarazo, Lina Esperanza Manrique Retavizca, Cindy Lorena Quitian Marín, Jenny Alejandra Roncancio Buitrago, Heady Dayanna Rosero Fontecha.

Sala de Comunicación Aumentativa y Alternativa, Universidad Pedagógica Nacional, Bogotá, Colombia

RESUMEN

La presente ponencia, busca reconocer la importancia del desarrollo de procesos pedagógicos para la enseñanza de la comunicación aumentativa y alternativa, teniendo en cuenta la individualidad del sujeto y su intención natural de expresarse y comprender el medio y las personas que lo rodean, de igual manera, se resalta la importancia del educador especial como agente investigador que posibilita la transformación de las realidades de cada sujeto, con el fin de fortalecer su desarrollo integral. Por esta razón, Esta investigación centra sus intereses en la identificación y análisis de las variables que se presentan en la enseñanza de la comunicación aumentativa y alternativa en función de la discapacidad, en donde se reconoce la intencionalidad comunicativa como un acto el cual debe mantenerse y fortalecerse antes de enseñarle al sujeto a comprender y expresar códigos culturales, ya que a partir de ello sus intereses lo llevarán a comunicar y no perder la conexión con su entorno.

Palabras clave: Comunicación_1, intencionalidad_2, estrategias_3, variables_4, enseñanza_5

PROPUESTA DE ORGANIZACIÓN

Los procesos pedagógicos que se desarrollan para la enseñanza de la comunicación aumentativa y alternativa en la Universidad Pedagógica Nacional, considera fundamental la individualidad del sujeto y su intención natural de expresar y comprender su entorno y las personas que lo rodean, razón por la cual, demanda que los docentes en Educación Especial desarrollen habilidades como agentes investigadores, y de esta manera posibiliten escenarios y experiencias que aporten en las realidades de cada persona con discapacidad, su dimensión comunicativa y el fortalecimiento de su desarrollo integral.

Dicho esto, la presente ponencia, pretende exponer la experiencia investigativa sobre el análisis de las variables presentes en la enseñanza de la comunicación aumentativa y alternativa en función de la discapacidad, a través del reconocimiento de la intencionalidad comunicativa como un acto que se debe mantener y fortalecer para el proceso de enseñanza de los diferentes códigos culturales a partir de sus intereses para lograr mantener su intencionalidad comunicativa y su interés de manera constante, sin perder la conexión de este y su entorno.

2. Justificación

La comunicación es inherente, natural y propia del ser humano, no todos expresan ni comprenden de la misma manera, es por ello, que a través de esta experiencia investigativa se reconoce la importancia del desarrollo de procesos pedagógicos que permitan el fortalecimiento y enriquecimiento de la comunicación en personas con discapacidad, dado que, cotidianamente encuentra barreras en el contexto que le dificultan su comprensión y expresión del mundo que los rodea; por tanto, esta investigación se piensa en la individualidad del sujeto orientada a la enseñanza de la comunicación aumentativa y alternativa como medio de transformación a dicha problemática; en la cual se prioriza la intencionalidad comunicativa a fin de que el educador especial logre fortalecer y posibilitar dichos procesos orientados por el Currículo de Orientación Cognoscitiva, a partir

de la propuesta planteada por Hoffman¹ (1995), el cual reconoce los intereses de los niños para la adquisición del aprendizaje y el método de enseñanza-aprendizaje; en este sentido, esta investigación se realiza en la Sala de Comunicación Aumentativa y Alternativa con un grupo de niños y niñas con diferentes discapacidades tales como: Discapacidad Intelectual - Síndrome de Down, Síndrome de Pfeiffer, Microcefalia e Hipoacusia; los cuales se caracterizan por expresar por medio de gestos- señas, acciones (deixis) y pocas palabras; por otra parte, en cuanto al proceso de interacción, algunos son selectivos en sus relaciones sociales, los cuales han presentado a lo largo de su vida dificultades en la comunicación, lo cual ha generado en su mayoría una exclusión en la educación formal.

Este proceso de intervención pedagógica, permite implementar una serie de estrategias para la enseñanza de la Comunicación Aumentativa y Alternativa propuestas por Basil (1998), con el fin de reconocer las diferencias comunicativas en cada sujeto y proponer de manera integral planeaciones enfocadas en el desarrollo de las dimensiones del infante, es decir, conocer los factores que indiquen intereses genuinos por descubrir y explorar el mundo y así mismo lograr su participación en diferentes contextos.

De esta manera, se considera esencial identificar y analizar variables pedagógicas y didácticas que dependen del tipo de discapacidad en relación a los factores asociados que inciden en esta interacción, puesto que aún se encuentran distintos autores que proponen estrategias generales para la enseñanza de la comunicación aumentativa y alternativa, no se han realizado investigaciones en torno a las variables pedagógicas y didácticas que se presentan en dichos procesos; es por ello, que esta investigación considera necesario profundizar en torno a las variables presentes en este proceso y así reconocer dichas variables desde cada una de las discapacidades, a partir de una incidencia significativa en la transformación comunicativa de los niños participantes. De manera que, esta experiencia investigativa desde el campo de la Educación Especial, posibilita realizar un estudio analítico a través de la investigación acción participante que contribuye en la comprensión, el reconocimiento y la profundización en las estrategias y/o metodologías que se implementaran para la enseñanza de la Comunicación Aumentativa y Alternativa.

Referencias

- Basil, A. (1995). **Sistemas de signos y ayudas técnicas para la comunicación aumentativa y la escritura: principios teóricos y aplicaciones**. Barcelona. Editorial Mansson
- Hoffman, M. Banet, B. Weikart, D. (1995). *Niños pequeños en acción*. México. Editorial Trillas.
- Barry J. Wadsworth.(1992). *Teoría del desarrollo cognitivo y afectivo*. México. Editorial Diana.
- Carrera, B, et all. (2001). *VYGOTSKY: ENFOQUE SOCIOCULTURAL*. Universidad de los Andes. recuperado de <https://www.redalyc.org/pdf/356/35601309.pdf>

¹ El currículo se sustenta en la teoría de Piaget, bajo esta modalidad cada educador crea su programa didáctico, basándose en el marco teórico que lo sustenta y de acuerdo a los intereses de los niños y las niñas.

TECNOLOGÍA INCLUSIVA Y COMUNICACIÓN AUMENTATIVA ALTERNATIVA EN EL INSTITUTO NACIONAL DE REHABILITACIÓN PEDRO AGUIRRE CERDA, CHILE

TO Jorge Espinoza O^a, TO Carol Moya T^a

^a Instituto Nacional de Rehabilitación Pedro Aguirre Cerda. José Arrieta 5969, Peñalolén, Santiago de Chile.

Resumen

El Programa de Tecnologías de Inclusión y Comunicación Aumentativa Alternativa (TICAA) del Instituto Nacional de Rehabilitación Pedro Aguirre Cerda (INRPAC), se basa en un modelo Biopsicosocial y desde los conceptos de la CIF (Clasificación Internacional de la Funcionalidad). Según la CIF el entorno puede facilitar o dificultar la realización de diferentes actividades, determinando así el mayor o menor grado de discapacidad. Este influyente papel del ambiente también debemos considerarlo en la accesibilidad a las Tecnologías de información y comunicación. Que los dispositivos, software o los servicios ligados a ellas sean inaccesibles provocan el surgimiento de nuevas barreras.

El Programa TICAA brinda atención a niños, jóvenes y adultos que debido a su situación de discapacidad, requiere de elementos tecnológicos para favorecer el desempeño en las AVD, Juego, Tiempo Libre, Comunicación e Inclusión Social. En el programa se realizan un proceso de evaluación integral, intervención e inclusión educativa/laboral. También facilita el acceso y conocimiento a las personas con discapacidad sobre las tecnologías existentes como parte de un derecho fundamental de las personas.

La Intervención se basa en el desarrollo de tecnologías de bajo costo, uso de sistemas de comunicación aumentativa alternativa, aplicaciones y software gratuitos, uso de videojuegos y adaptación de juguetes.

Palabras clave: Modelo Biopsicosocial, CIF, Tecnologías, discapacidad.

1. Programa TICAA en el INRPAC

A lo largo de la historia, el ser humano ha producido Tecnología como forma de dar solución a sus problemas cotidianos, de disminuir el esfuerzo y facilitar la vida.

Las Tecnologías de Apoyo incluyen dispositivos de rehabilitación, asistencia y adaptaciones que permiten al individuo funcionar en la sociedad de forma apropiada e independiente. Puede ser todo producto, parte de un equipamiento o sistemas, adquirido comercialmente, modificado o hecho a medida, que es utilizado para aumentar, mantener o desarrollar capacidades funcionales de la persona con discapacidad.

El Programa de Tecnologías de Inclusión y Comunicación Aumentativa Alternativa (TICAA) del Instituto Nacional de Rehabilitación Pedro Aguirre Cerda (INRPAC), se basa en un modelo Biopsicosocial y desde los conceptos de la CIF (Clasificación Internacional de la Funcionalidad). Según la CIF el entorno puede facilitar o dificultar la realización de diferentes actividades, determinando así el mayor o menor grado de discapacidad. Este influyente papel del ambiente también debemos considerarlo en la accesibilidad a las Tecnologías de información y comunicación.

El concepto utilizado por el programa TICAA es de tecnologías inclusivas, enfocado en una mirada biopsicosocial y así considerar según su definición: cualquier producto externo (dispositivos, equipos, instrumentos o programas informáticos) fabricado especialmente o ampliamente disponibles, cuya principal finalidad es mantener o mejorar la autonomía y el funcionamiento de las personas y, por tanto, promover su bienestar. Estos productos se emplean también para prevenir déficits en el funcionamiento y afecciones secundarias.

Las Tecnologías Inclusivas mejoran la salud y el bienestar de los usuarios y de las familias de estos. Sus efectos positivos son también socioeconómicos, puesto que reducen el gasto de los servicios sanitarios y sociales.

En el último año se realizó un estudio Delphi por parte de la Global Cooperation on Assitive Technology (GATE) y la Organización Mundial de la Salud (OMS), en la cual profesionales del INRPAC participaron en las respuestas de la encuesta para la Lista de Ayudas Técnicas Prioritarias. Esta lista considera 50 productos de apoyo cuya selección se basa en el grado que se necesitan y en los beneficios que reportan las personas. Esta lista pretende ser un modelo para que cada Estado miembro establezca su propia lista de productos de apoyo. También puede orientar el desarrollo y fabricación de productos, la prestación de servicios y la adquisición de productos.

2. Enfoque Biopsicosocial

El Programa TICAA brinda atención a niños, jóvenes y adultos que debido a su situación de discapacidad, requiere de elementos tecnológicos para favorecer el desempeño en las AVD, Juego, Tiempo Libre, Comunicación e Inclusión Social. En el programa se realizan un proceso de evaluación integral, intervención, trabajo con la red e inclusión educativa/laboral. También facilita el acceso y conocimiento a las personas con discapacidad sobre las tecnologías existentes como parte de un derecho fundamental de las personas.

El equipo profesional multidisciplinario está formado por: Terapeutas Ocupacionales, Fonoaudióloga, Educadora Diferencial, Psicóloga y programas inclusivos de Educación y área Laboral.

2.1 Evaluación Integral

En el programa se realiza una evaluación integral para responder al modelo o enfoque, entregando en el primer encuentro con el usuario y su familia diferentes miradas y responder al motivo de derivación o consulta, como también a las necesidades del usuario. En este espacio se realizan diferentes métodos de evaluación realizado por la Psicóloga y Educadora Diferencial del programa, como entrevistas a la familia sobre antecedentes familiares generales, antecedentes educativos y de la vida diaria. Estos antecedentes corresponden a los factores ambientales y parte de los factores personales según la CIF. Los resultados son identificar las barreras o facilitadores que presenta el usuario en sus diferentes contextos, y principalmente en el área educativa. La sesión se complementa con una evaluación del Terapeuta Ocupacional y Fonoaudiología realizando actividades o juegos observando habilidades manipulativas, control motor, habilidades cognitivo – comunicativas y uso de tecnologías que usa en la vida diaria. Una vez realizada la evaluación se plantean objetivos que implican generalmente uso de tecnologías o sistemas de comunicación aumentativa alternativa (SCAA). Estos objetivos son informados al usuario y familia, realizando también acuerdos para las siguientes intervenciones.

2.2 Intervenciones

Las intervenciones se realizan según las necesidades del usuario. Se realizan intervenciones desde Terapia Ocupacional, Fonoaudiología junto con apoyos de Psicología. Se establecen acuerdos con Educadora Diferencial para posibles coordinaciones con escuelas y los posibles apoyos que recibirá el usuario. Estos apoyos pueden ser tecnologías, sistemas de comunicación junto a orientaciones a la familia o cuidadores.

El acceso a estas tecnologías se realizan desde una primera instancias en sesiones terapéuticas con los usuarios, educación a la familia sobre las brechas o cambios frente al uso de algún dispositivo.

La Intervención con tecnologías se basa en el desarrollo de bajo costo en: sistemas de comunicación aumentativa alternativa, aplicaciones, software gratuitos, videojuegos y adaptación elementos tecnológicos y juguetes. También se realiza adaptaciones a tecnologías para el ámbito laboral.

Si el usuario requiere de algún dispositivo o sistema tecnológico de mayor gama, se realiza postulaciones por medio del Servicio Nacional de la Discapacidad (Senadis), quienes entregan tecnologías para la participación educativa o laboral.

Durante el año 2018, se realizaron atenciones tanto a pacientes ambulatorios como hospitalizados en el INRPAC. De las intervenciones realizadas el 37% corresponde a CAA: implementación de comunicación por tablero y/o software de comunicación para uso en notebook, celulares o tablet.

Un 36% en acceso a tecnologías de información: uso de software gratuito que permiten el uso del computador con movimientos de la cabeza, uso de la voz, mouse adaptado, eyetraking u otro software.

Se realizó un 13% intervención en juego, lo que incluye adaptaciones a juguetes o juego con software accesibles para niños con discapacidad física, adaptando mouse y uso de switch o pulsadores.

2.3 Seguimiento y Alta

Una vez que se cumplen los objetivos del usuario, se realiza coordinación con educadora diferencial para el levantamiento de avances del usuario. El seguimiento cumple con lograr establecer el uso y apoyo de la tecnología o SCAA en el sistema escolar o en el ámbito laboral.

El seguimiento educativo es realizado por parte de la Educadora Diferencial y si es necesario se realiza reuniones con los sistemas educativos y el equipo del programa TICAA.

El seguimiento laboral, por parte del Terapeuta Ocupacional del programa de rehabilitación profesional con visitas en los puestos de trabajo.

3. Casos

El programa TICAA posee experiencias que se demuestran en casos que impactan en la realización de una actividad hasta la mayor participación en los contextos que se desempeñan los usuarios.

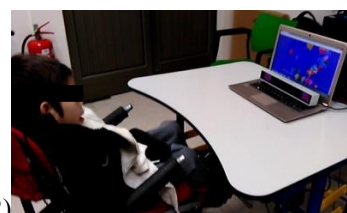
Caso 1

Edad: 6 años 5 meses, que presenta una Parálisis Cerebral Tetraparesia Mixta – Epilepsia 2ria. Nivel educacional 1° básico este año, Colegio Municipal con Programa de Integración Escolar. Vive con ambos padres que trabajan en la feria, y hermano de 21 y 13 años sanos.

El usuario se mantiene sentado con apoyo en coche neurológico, presenta movimientos involuntarios y tono fluctuante y que se dificulta al realizar alguna actividad voluntaria. Parcial control de cabeza y que controla con apoyo cefálico en coche, sin control de tronco. Presenta pechera de 5 puntas en coche. Sonríe, dice “sí” con movimiento de cabeza, y se comunica con la mirada para solicitar algo.

Atención en TICAA: Fonoaudiología aplica matriz de comunicación el año 2016 y 2019 presentado cambios en esta habilidad de comunicación. En Terapia Ocupacional se realizan adaptaciones de juguetes, uso de pulsadores y acercamiento a tecnologías de información y comunicación (TIC), con uso de cámara para usar mouse (camera mouse, e-via cam, head mouse) y uso de sistema Eyetracking.

Se realizan atenciones conjuntas con Educadora Diferencial, evidenciando mayor interés en juegos que requieren resolución de problemas, búsqueda de objetos y desafíos a su edad. Estos juegos los realiza generalmente con sistema eyetracking (figura 2). En conjunto se determina postular por Senadis para uso en escuela y favorecer actividades académicas como la lectoescritura.



(Figura 2)

Actualmente posee sistema y se encuentra en la escuela utilizando sistema. Por parte del programa se coordina sesiones educativas a Profesoras del curso para transferir conocimientos sobre el uso de tecnología.

Caso 2

Edad: 37 años, Diagnóstico: Enfermedad Neuromuscular progresiva y Tetraparesia Flacida severa. Nivel Educativo: Universitario incompleto, Ingeniería metalúrgica en Inacap. Técnica Industrial de Colegio Técnico. Ingreso al INRPAC: 2 de Agosto 2018

Sano hasta los 18 años de edad, donde comienza debilidad progresiva. Se atendió en Teletón a los 19 años. Cerca de los 21 años comienza a comprometer funcionalidad de EESS. Cuando presenta mayor compromiso de

EESS deja la carrera en 4to año.. Independiente en AVD hasta los 30 años aproximadamente. Sin compromisos cognitivos.

Vive actualmente con el padre (73 años), madre (71 años), dependiente total de las AVD básicas. Sin control de tronco en sedente, requiere de apoyo posterior, presentan control de cabeza. No logra elevar EESS contra gravedad, sin movilidad de codos, muñeca y dedos. Realiza solo elevación de hombro. Presenta UPP en tobillo derecho y zona sacra en curación y buena evolución. Ayudas Técnicas: Silla de Ruedas Estándar, Silla de Ruedas Eléctrica, Cojín antiescara, Colchón antiescara

Evaluación TICAA: Fonoaudiología: Se comunica con lenguaje oral, sin dificultades. Observar postura a nivel de cuello y musculatura cervical, con aumento de tono y compensación postural. Sin funcionalidad ni activación muscular a nivel de manos, dedos, muñeca y codo. Dependiente total en AVD básicas: colabora en alimentación en apertura bucal y deglutir alimentos, uso de silla de baño para ducha. En AVD instrumentales, logra uso de silla eléctrica para movilizarse en casa y cercano a su domicilio, sin uso de transporte público. Se transporta en automóvil de padre a controles médicos, y algunas salidas familiares.

Uso de Tecnologías: Posee notebook que no utiliza desde la pérdida funcional de EESS, uso de celular con ayuda, enviando mensajes de voz por Whatsapp. Jugaba videojuegos en notebook (juegos en línea). Controles actuales con Fisiatría y Psiquiatría en el INRPAC.

Atenciones recibidas en Programa TICAA:

En Psicología: Atenciones de psicoterapia sobre expectativas personales y en el área laboral. En Terapia Ocupacional: Accesibilidad a tecnologías de información y comunicación (TIC). Se realiza uso con actuales habilidades, donde la extremidad superior derecha usa el mouse con mobiliario con movimiento de hombro, y uso de pulsador ubicado en apoya brazos izquierdo que logra activar con el codo de extremidad superior izquierda realizando elevación y caída de hombro-escapular (figura 3). Adaptaciones de bajo costo realizadas con colaboración del padre e ideas del usuario: Pulsador ubicado a nivel de apoya brazos izquierdo en silla de ruedas, Mouse adaptado para pulsador y Uso de teclado en pantalla



(Figura 3)

Se realizaron pruebas con uso de reconocimiento de voz de Windows, pero que el usuario prefiere uso de escritura con teclado en pantalla. Víctor de forma particular accede a notebook nuevo, motivado por los logros realizados al uso del equipo. Actividades con Notebook ingresando desde que le encienden el equipo, clave propia de acceso, uso de mail, acceso a la web y entrenamiento con teclado en pantalla para escritura siendo funcional y eficiente.

Actualmente motivado, refiere más energía en realizar actividades y con pensamiento positivo a futuro. Uso de Notebook adecuado, eficiente y muy motivado. Actualmente en postulación para realizar Teletrabajo como auditor externo.

4. Referencias

- Organización Mundial de la Salud. (2011). Clasificación Internacional del Funcionamiento, de la Discapacidad y de la Salud. *Versión para la Infancia y la Adolescencia*. Ginebra, Suiza.
- Organización Mundial de la Salud (2016). *Lista de Ayudas Técnicas Prioritaria*. Ginebra, Suiza.
- Naciones Unidas (2008). *Convención sobre los derechos de las personas con discapacidad*. <https://www.un.org/spanish/disabilities/default.asp?id=497>

Validación de una Interfaz Adaptativa para Comunicación Alternativa para Personas con Discapacidad

Luis Carlos Rodríguez Timaná^{1a}, Kevin Andrés Suaza Cano^a, Jhon Freddy Moofarry Villaquirán^a, Viviana Cardona Ospina^b, Javier Ferney Castillo García^a

^a Universidad Santiago de Cali, Calle 5 # 62-00 – Cali – Colombia, ^b Fundación Parkinson de Colombia, Carrera 36 # 4-56 – Cali – Colombia.

Resumen

El desarrollo de interfaces para personas con necesidades especiales requiere un diseño centrado en esas necesidades, el caso particular de las personas con dificultades del habla, movilidad reducida y bajo control motor de sus extremidades, estas requieren el uso de otros mecanismos para lograr procesos de comunicación. Actualmente existen diferentes dispositivos electrónicos que permiten remediar estas dificultades, estas plataformas se denominan de interfaces de comunicación alternativa. Aún así, estas interfaces pueden generar procesos de frustración a los usuarios, por lo que la búsqueda se centra en interfaces adaptativas que mejoren la experiencia en el uso de ellas. Por ello, surge la necesidad de evaluar una interfaz adaptativa para comunicación alternativa y verificar su adaptabilidad. Para ello se desarrolló una interfaz pensada en usuarios con control motor de la cabeza que además contara con una distribución de basada en la cercanía de las letras más utilizadas en el alfabeto. En el proceso, se evaluaron 10 personas con desarrollo típico y se les pidió escribir una frase para medir el tiempo y la cantidad de errores cometidos al escribirla. Se encontró que las personas al utilizar la interfaz tradicional presentaron mayores tiempos y errores comparados con el uso de la interfaz adaptativa.

Palabras clave: comunicación, interfaz_adaptativa, parálisis_cerebral.

1. Introducción

Las personas con discapacidades físicas sufren de una independencia limitada, esto se debe a la carencia de canales alternativos de interacción con el mundo actual. Las tecnologías que permiten traducir las intenciones del usuario con discapacidades físicas en interacciones funcionales, tales como la comunicación o la interacción con el medio ambiente se refieren a menudo como tecnologías de acceso (Rosenbaum et al., 2007). Utilizar las Tecnologías de la Información y Comunicación (TIC) orientada al aprendizaje de las personas con discapacidad física requiere la realización de estudios de usabilidad de diferentes dispositivos, herramientas y software. Es importante evaluar el desempeño de los sistemas diseñados porque se requiere el desarrollo de interfaces que se adapten a las necesidades de este tipo de usuarios desde las áreas de adaptación de contenido, de presentación, de interacción y de navegación (Castillo-Benavides, García-Arias, Duque-Méndez, & Ovalle-Carranza, 2018).

Existen diferentes tecnologías que permiten ayudar a personas en estas condiciones, una de ellas son los equipos para comunicación alternativa. En la Universidad Santiago de Cali se desarrolló una Interfaz Adaptativa. Este sistema se basa en los movimientos generados en la cabeza de las personas, los cuales son procesados por un sensor inercial - IMU (del inglés, *Inertial Measurement Unit*) y enviados al computador. El sistema permite utilizar la configuración y distribución del teclado Bremen, lo que hace que el usuario entrene y desarrolle habilidades de utilización con la interfaz. Este desarrollo utiliza el aprendizaje por refuerzo para retroalimentar el sistema y mejorar las condiciones de escritura del usuario, permitiendo así hacer del equipo más eficiente, además, simula el clic del mouse solo manteniendo por un tiempo (el cual es el que varía por el aprendizaje por refuerzo) el puntero en la zona deseada. Este proyecto requiere poco procesamiento y poco *software*, lo que lo hace poco costoso. Sin embargo, fue necesario evaluar la adaptabilidad de este para determinar si esta característica lo hace más eficiente o no.

2. Marco Teórico

2.1. Interfaz Inercial

Las interfaces inerciales permiten a los usuarios con trastornos motores severos el control del cursor del ordenador a través de movimientos de la cabeza. Normalmente están en un soporte en la cabeza, el cual tiene un sensor de medida inercial (IMU). El IMU lleva integrado un giróscopo, un acelerómetro (Velasco, Raya, & Ceres, 2015).

2.2. Aprendizaje por refuerzo

El algoritmo de aprendizaje por refuerzo está fundamentado en el aprendizaje a partir de la experiencia obtenida, dirigiéndolo mediante objetivos expresados por un valor de recompensa que es devuelto por el entorno en el momento que realiza una acción sobre él. Al inicio no se sabe cuál es la acción más adecuada para el sistema, solo se conoce el efecto que la acción a realizar produce sobre el entorno, es por eso que el conjunto de acciones debe maximizar la recompensa recibida a largo plazo. El aprendizaje por refuerzo permite que un sistema esté en constante retroalimentación para tomar acciones dependientes de lo que sucede a la salida del sistema, generando así, un constante aprendizaje y reforzando las acciones del sistema (Collados Zamora, 2014).

3. Materiales y Métodos

3.1. Materiales

Para la realización de la interfaz adaptativa, se utilizaron los siguientes dispositivos electrónicos. Arduino nano, Arduino Pro-Micro, sensor Mpu-6050 y un módulo nrf24101. Además, se utilizó un casco el cual fue la base donde se colocaría todo el sistema (Arduino, IMU GY-25, batería) y sería adaptado a la cabeza del usuario mediante unas correas. También fue necesario para el diseño del sistema, una batería tipo LiPo (del inglés, *Lithium Polymer*) de 7.4V, cables de conexión, tarjetas de circuitos impresos y un computador con la interfaz previamente instalada.

3.2. Métodos

Teclado Bremen

El teclado Bremen, es un teclado cuya distribución fue pensada para optimizar el tiempo de escritura de un usuario. Es un teclado optimizado y puede realizar la mecanografiada letra a letra navegando por un cursor en una cuadrícula de caracteres. Normalmente, este teclado es utilizado en los sistemas BCI. Por ejemplo, en la Universidad de Bremen, realizaron un estudio para determinar que frecuencias son las más adecuadas para estimular mediante Potenciales Evocados Visuales de Estado Estable (SSEVP) basado en una interfaz BCI bidimensional donde se pudiera utilizar el teclado Bremen. La prueba que se realizó a 37 personas determinó que con frecuencias de estimulación de 6.67 a 8.57Hz, los tiempos de respuesta eran generalmente mejores. (3)

Como el estudio anterior, existen muchos que involucran este tipo de distribución de teclado en sus estudios, es por ello que se consideró el teclado ideal para este análisis. En la Figura 1, se observa la distribución de letras del teclado Bremen.

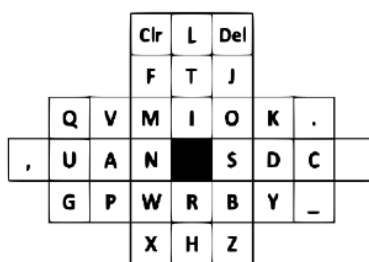


Figura 1: Distribución del teclado Bremen. Fuente: Propia.

El sistema simula el puntero del mouse del computador. La señal de los diferentes movimientos en el eje X y Y producidos en el casco son captados por el sensor GY-25, estos son procesados por el Arduino y son enviadas por el módulo transceptor nrf2410 ubicado en el casco al módulo transceptor nrf2410 el cual está conectado a un microcontrolador Arduino Pro-Micro el cual emula un mouse y está conectado al computador que tiene previamente programada la interfaz de interacción entre el usuario y los dos diferentes tipos de teclado, permitiendo así que los movimientos generados en la cabeza del usuario se vean reflejados en el puntero en la pantalla. Para realizar la acción que simula el "clic" del ratón, el usuario deberá mantener inicialmente el puntero 600 milisegundos en el lugar donde desee realizar esta acción. Cuando el usuario comienza a escribir, el sistema analizará la cantidad de errores que se presenten o no para modificar el tiempo que se debe mantener el puntero en el lugar donde se quiere

hacer clic. Si el usuario oprime 10 veces el botón de borrar, el sistema aumentará 50 milisegundos el tiempo que debe esperarse para hacer el clic, de lo contrario si el usuario ha escrito 10 palabras son borrar, el sistema reducirá 50 milisegundos el tiempo del clic, siendo los tiempos mínimo y máximo de 500 y 800 ms. En la Figura 2, se observa el diagrama de flujo de la interfaz inercial adaptativa para comunicación alternativa.

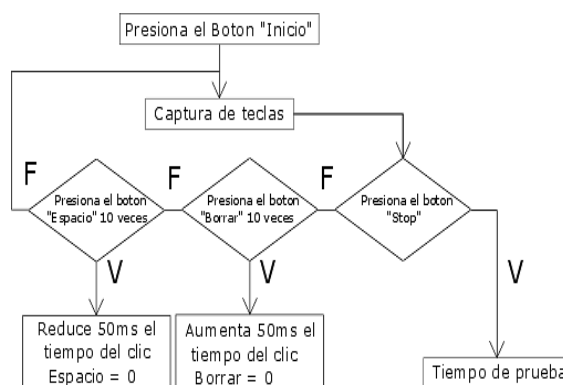


Figura 2: Diagrama de flujo de la interfaz inercial adaptativa para comunicación alternativa. Fuente: Propia.

Protocolo

Al momento de utilizar el dispositivo, el usuario debe estar sentado cómodamente y a una distancia de 70cm de la pantalla. El equipo (gorra), véase la figura 3, este se ajusta para cada persona. Cumpliendo con esto, se ejecuta la interfaz y se inicia la selección de las letras y demás caracteres. Se debe escribir la frase **“Le gustaba desayunar un exquisito sándwich de jamón con un zumo de limón y vodka frio”**, la cual es un pangrama que utiliza todas las letras del abecedario.

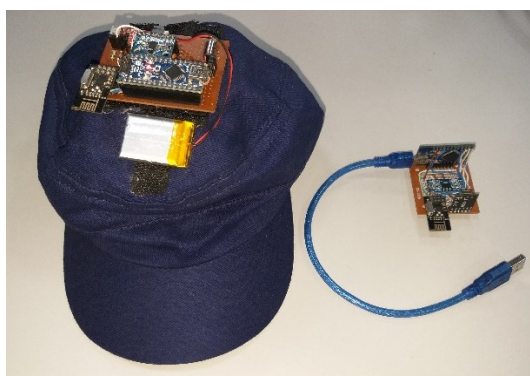


Figura 3: Dispositivo de comunicación alternativa. Fuente: Propia.

4. Resultados y Discusiones

El análisis de la interfaz permitió validar que su adaptabilidad es eficiente y genera mejoras a medida que se utiliza. Esto se concluyó al escribir la frase propuesta y determinar que las personas al utilizar la interfaz de manera no adaptativa tenían en promedio de 5.78 minutos y 12.62 números de errores en promedio y al utilizar la interfaz de manera adaptativa, se obtuvo un tiempo promedio de 5.12 minutos y un promedio de errores de 11.2. Para verificar la eficacia de la interfaz adaptativa, 10 personas realizaron la prueba utilizando primero el sistema sin ser adaptativo y luego con este. En la tabla 1 se observan dichos resultados.

Tabla 1. Tiempo utilizado y cantidad de errores para escribir una frase utilizando la interfaz con y sin adaptabilidad.

Usuario	Interfaz modo adaptativa (tiempo - S)	Interfaz modo no adaptativa (tiempo - S)	Interfaz modo adaptativa (errores)	Interfaz modo no adaptativa (errores)
1	293.9648	326.9348	9	10
2	341.6612	393.6471	15	17

3	298.8279	326.3667	11	12
4	316.0337	354.6392	12	12
5	255.4123	299.3831	7	9
6	301.1799	340.9827	10	11
7	285.3456	328.7627	8	10
8	307.5725	345.1444	12	14
9	356.2597	392.6538	17	19
10	315.2587	356.9221	11	12
Total, promedio	307.1516	346.5436	11.2	12.62

Todos los experimentos se realizaron con sujetos inexpertos, por lo tanto, los resultados se pueden tratar como muy representativos.

Es importante recalcar, que el sistema tiene una respuesta rápida, permitiendo un control preciso del puntero del mouse. El equipo implementado es un sistema inalámbrico, lo que brinda comodidad al usuario, y al momento de simular el clic, solo se necesita tener el puntero en el icono o lugar donde se requiera esta acción por un tiempo determinado, tiempo que varía dependiendo de la habilidad del usuario para el control del sistema. Para poder evaluar la adaptación del equipo, se requiere que el usuario realice varias pruebas, ya que el sistema de aprendizaje por refuerzo requiere de 10 intentos (aciertos o errores).

Con este estudio se pudo verificar que la adaptabilidad de un sistema permite tener mejoras en su implementación y es representativo los tiempos y cantidad de errores que se reducen al utilizar esta metodología. Si ya tener una herramienta de comunicación alternativa soluciona a gran escala la problemática de comunicación directa de personas con discapacidad comunicativa, el tener una interfaz que se adapte a cada usuario y le permita mejorar a medida que la utiliza, beneficia mucho más estos desarrollos, lo que motiva a seguir trabajando en estas propuestas que generen bienestar a los demás.

5. Agradecimientos

Se agradece a la Universidad Santiago de Cali por la financiación del proyecto 829-621118-135 denominado “Plataforma Robótica y Sensorial para Rehabilitación Cognitiva y Física en Niños con Discapacidad” y por permitir la realización de estos desarrollos e investigaciones que enriquecen el conocimiento de sus estudiantes y crea además personas con responsabilidad social y siempre pensando en el bienestar de los demás. También agradecemos a las personas que participaron en este estudio.

6. Referencias

- Castillo-Benavides, C. A., García-Arias, L. F., Duque-Méndez, N. . D., & Ovalle-Carranza, D. A. (2018). IMU-Mouse: diseño e implementación de un dispositivo apuntador dirigido al desarrollo de interfaces adaptativas para personas con discapacidad física. *TecnoLógicas*, 21(41), 63–79. <https://doi.org/10.22430/22565337.727>
- Collados Zamora, K. (2014). *Aprendizaje por refuerzo multi-nivel para sistemas RRM*.
- Rosenbaum, P., Baxter, P., Morris, C., Paneth, N., Leviton, A., Goldstein, M., ... Shea, T. M. O. (2007). The Definition and Classification of Cerebral Palsy Contents Foreword Historical Perspective Definition and Classification Document. *Developmental Medicine & Child Neurology*, 48, 1–44. <https://doi.org/http://dx.doi.org/10.1111/j.1469-8749.2007.00001.x>
- Velasco, M., Raya, R., & Ceres, R. (2015). *Integración de un ratón inercial y una interfaz ocular para el control del cursor del ordenador*. 0–3.



20.

**ESTIMULACIÓN
Y DECODIFICACIÓN
DEL SISTEMA NERVIOSO
CENTRAL EN
NEUROREHABILITACIÓN**

Título: Nuevas perspectivas sobre las bases fisiológicas de la reorganización cortical posterior al daño medular: la importancia de modelos animales.

Autor: Juan Aguilar.

Grupo de Neurofisiología Experimental.

Unidad de Investigación. Hospital Nacional de Paraplégicos. SESCAM. Toledo.
España.

Una lesión medular afecta directamente a la función de la corteza cerebral somatosensorial, ya que produce una pérdida masiva de información sensorial con origen en las regiones corporales afectadas por la lesión. Los estudios en modelos animales indican que después de una lesión medular la corteza somatosensorial sufre cambios funcionales y anatómicos. Este fenómeno se ha llamado de forma general "*Reorganización Cortical*". En este contexto, los efectos de la reorganización cortical se asocian tanto a las mejoras funcionales como al desarrollo de patologías asociadas a la lesión medular que se observan tanto en modelos animales como en pacientes (Moxon et al 2014). Sin embargo, los mecanismos celulares y fisiológicos que dan origen la reorganización cortical son desconocidos. Por tanto, es fundamental un mejor conocimiento de los cambios en la fisiología neuronal de la corteza cerebral que subyacen a la reorganización cortical posterior al daño medular con el fin de proponer terapias que permitan mejoras funcionales y reduzcan la aparición de patologías asociadas.

Nuestro grupo de investigación está centrado en el estudio de la fisiología cortical posterior al daño medular con dos objetivos principales: 1) la identificación de ventanas temporales en las que tienen lugar cambios fisiológicos que puedan relacionarse con cambios funcionales en los individuos con lesión medular; 2) Caracterización fisiológica de los efectos que una lesión medular tiene en las diferentes capas celulares que componen la corteza somatosensorial.

Para ello, utilizamos el modelo animal de rata anestesiada en el que se lleva a cabo una lesión medular completa a nivel torácico T9-T10. Obtenemos registros electrofisiológicos en la corteza somatosensorial en situación control y posterior al daño medular. Los registros electrofisiológicos se realizan simultáneamente en la corteza somatosensorial afectada por la lesión correspondiente a las extremidades traseras, como en la corteza somatosensorial no afectada por lesión correspondiente a las extremidades delanteras. Lo que nos permite comparar y relacionar los cambios fisiológicos que ambas regiones corticales sufren en los diferentes periodos temporales posterior a la lesión medular.

Nuestros resultados muestran que:

1.- Una lesión medular aguda produce un cambio inmediato del estado de actividad basal en la corteza somatosensorial. La actividad cortical se reduce y se produce un estado de onda lenta (Aguilar et al., 2010).

2.- En situación de lesión aguda, se produce un incremento de la magnitud en la respuestas corticales ante estímulos periféricos de las extremidades delanteras. Determinamos que el incremento en las respuestas corticales tiene dos componentes independientes: un primer componente se asocia al cambio de estado cortical hacia onda lenta; un segundo componente no es afectado por el cambio de estado cortical. Ambos componentes podrían determinar los cambios fisiológicos a largo plazo (Humanes-Valera et al 2013).

3.- En situación de lesión medular crónica (entre 1 y tres meses posterior a lesión) las respuestas neuronales de la capa V de la corteza somatosensorial a la estimulación periférica a baja frecuencia (0.5Hz) muestran menor magnitud que en situación control, afectando tanto a la región cortical intacta como afectada por la lesión. Sin embargo, los estímulos periféricos a alta frecuencia (10Hz) producen respuestas corticales incrementadas en los mismos individuos. Estos resultados indican que la corteza somatosensorial sufre un proceso de plasticidad sináptica que determina la excitabilidad cortical ante estímulos periféricos (Humanes-Valera et al., 2017)

4.- La actividad espontánea en la corteza somatosensorial en animal lesionado muestra que la excitabilidad neuronal se reduce en situación de lesión aguda (horas post-lesión) y evoluciona hacia un incremento en situación de lesión crónica (4 semanas post-lesión) que iguala y supera niveles de situación control. Esta evolución temporal de excitabilidad neuronal durante actividad espontánea podría asociarse con una plasticidad homeostática.

5.- El estudio de la evolución temporal de las respuestas corticales mediante implantes craneales mostró un incremento de la magnitud de respuestas a partir de la primera semana post-lesión hasta estabilizarse a la 4 semana post-lesión. Estos resultados contrastan con la reducción de respuestas obtenidas en capa V de la corteza somatosensorial en animal con lesión crónica. Los resultados indican que las diferentes capas corticales sufren procesos diferentes de plasticidad neuronal que dependerán de las propiedades neuronales de cada capa cortical.

Conclusiones:

La corteza somatosensorial sufre cambios en la excitabilidad neuronal que dependen del tiempo post-lesión. Los cambios en la excitabilidad neuronal se reflejan tanto en la actividad espontánea como en las respuestas evocadas ante estímulos periféricos, indicando que ambos fenómenos deben estar determinados por las propiedades intrínsecas de las redes neuronales corticales. Finalmente, las diferentes dinámicas de respuestas evocadas por estimulación periférica dependiendo de la localización del registro electrofisiológico (capa V cortical vs registro craneal) indican que existe una heterogeneidad en los procesos de plasticidad que dependerá de las propiedades locales de cada capa cortical que sufre la corteza somatosensorial. Un estudio más profundo sobre los cambios fisiológicos que tienen lugar en cada capa cortical posterior al daño medular es fundamental para poder proponer terapias que contribuyan a mejoras funcionales y a reducir patologías de origen cortical asociadas a la lesión medular.

Bibliografía:

Aguilar J*, Humanes-Valera D, Alonso-Calviño E, Yagüe JG, Moxon K, Oliviero A, Foffani G. (2010). "Spinal cord injury immediately changes the state of the brain". *Journal of Neuroscience* 30:7528-7537

Humanes-Valera D, **Aguilar J**, Foffani G. (2013). "Reorganization of the intact somatosensory cortex immediately after spinal cord injury". *PlosOne* 8(7):e69655. doi:10.1371/journal.pone.0069655.

Humanes-Valera D, Foffani G, Alonso-Calviño E, Fernández-López E, **Aguilar J***. (2017). "Dual cortical plasticity after spinal cord injury". *Cerebral Cortex* 27(5):2926-2940

Moxon KA, Oliviero A, **Aguilar J**, Foffani G. (2014). "Cortical reorganization after spinal cord injury: always for good?". *Neuroscience*. Vol 283:78-94



MESA REDONDA DE LA SOCIEDAD ARGENTINA DE BIOINGENIERÍA (SABI)

Ponencias no disponibles en este compilado

2019 Iberdiscap

X Congreso Iberoamericano de Tecnologías de Apoyo a la Discapacidad

Buenos Aires 20, 21 y 22 de noviembre 2019

PATROCINAN:



lab a*



AUSPICIAN:



Agencia Nacional
de Discapacidad



ISBN 978-950-532-438-5



9 789505 132438 5