



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



**20 a 24 de Novembro de 2023
São Carlos, SP - Brasil**



Proceedings of XII Congreso Iberoamericano de Tecnologías de Apoyo a la Discapacidad

I B E R D I S C A P 2023

20 a 24 de novembro de 2023

São Carlos, SP - Brasil

Organização:

Adriano Almeida Gonçalves Siqueira

Glauco Augusto de Paula Caurin

São Carlos,
SP EESC-USP
2024



Universidade de São Paulo
Escola de Engenharia de São Carlos
Diretor: Prof. Fernando Martini Catalano
Vice-Diretor: Prof. Antônio Néelson Rodrigues da Silva

**Ficha catalográfica preparada pela Seção de Apoio à Pesquisa e Comunicação Acadêmica
do Serviço de Biblioteca
“Prof. Dr. Sergio Rodrigues Fontes” EESC/USP**

C749p.12 Congreso Iberoamericano de Tecnologías de Apoyo a la
Discapacidad (12. : 2023 : São Carlos)
Proceedings of 12. congreso iberoamericano de tecnologías
de apoyo a la discapacidad [recurso eletrônico] /
Organizadores: Adriano Almeida Gonçalves Siqueira, Glauco
Augusto de Paula Caurin. - São Carlos : EESC/USP, 2024.
565 p. -- Dados eletrônicos
ISBN 978-65-86954-35-7

1. Tecnologias Assistivas. 2. Reabilitação. I. Siqueira,
Adriano Almeida Gonçalves. II. Caurin, Glauco Augusto de
Paula. III. IBERDISCAP (12. : 2023 : São Carlos). IV. Título.

Elaborado por Flávia Helena Cassin – CRB-8/5812

ISBN 978-65-86954-35-7
Número de páginas: 565

Versão eletrônica em PDF disponível online no endereço:
<https://eesc.usp.br/ceas/iberdiscap23/>

Tamanho e dimensões da obra: 21 cm × 29,7 cm (padrão Folha A4)



Organização



Escola de Engenharia de São Carlos (EESC)

Universidade de São Paulo (USP)

Coorganização



Universidade Federal do
Espírito Santo



CSIC

Consejo Superior de
Investigaciones Científicas
Espanha

Promoção



Asociación Iberoamericana de Tecnología
de Apoyo a la Discapacidad (AITADIS)



Apoio



Fundação de Apoio à Pesquisa
do Estado de São Paulo



Coordenação de
Aperfeiçoamento de Pessoal
de Nível Superior



Associação Brasileira de
Engenharia e Ciências
Mecânicas



Fundação de Apoio Física e
Química



Secretaria Municipal
da pessoa com
**DEFICIÊNCIA E
MOBILIDADE
REDUZIDA**

Secretaria Municipal da
Pessoa com Deficiência e
Mobilidade Reduzida



Secretaria Municipal de
Ciência, Tecnologia e
Inovação



Pró-Reitoria de Cultura e Extensão Universitária - USP



Introdução

O IBERDISCAP 2023 corresponde à 12^a. edição do evento, já realizado em Santo Domingo (República Dominicana), Madrid e Palma de Mallorca (Espanha), Mar del Plata e Buenos Aires (Argentina), San José (Costa Rica), Vitória (Brasil), Cartagena de Indias e Bogotá (Colômbia). O evento é promovido pela Asociación Iberoamericana de Tecnología de Apoyo a la Discapacidad (AITADIS), organização com sede na Espanha e em atividade desde 1991. A AITADIS é atualmente presidida pelo Prof. Dr. José Maria Azorín, da Universidad Miguel Hernandez de Elche, da Espanha, e vice-presidida pelo Prof. Dr. Ángel Manuel Gil Agudo, do Hospital Nacional de Parapléjicos de Toledo, Espanha.

Além da promoção do IBERDISCAP, a AITADIS apoia projetos de pesquisa com financiamento pelo Programa Iberoamericano de Ciencia y Tecnología para el Desarrollo (CYTED, <https://www.cyted.org/>), com destaque para projetos de caráter multitemático centrados na autonomia pessoal e estratégias inovadoras de mobilidade assistida. Mais informações podem ser obtidas no site da instituição: <https://www.aitadis.org/>.

O objetivo do IBERDISCAP é promover o conhecimento, o desenvolvimento e a utilização de produtos e serviços para pessoas com deficiência, melhorando seu desenvolvimento pessoal, sua participação em diferentes áreas da vida e, em última análise, seu bem-estar geral. É importante destacar que, pelo fato de existirem grandes semelhanças sócio-culturais entre os países ibero-americanos, é possível encontrar soluções parecidas para os vários problemas desta comunidade.

Os profissionais que trabalham nesta área têm a grande responsabilidade de responder, com os atuais avanços tecnológicos, aos grandes desafios e às esperanças que o mundo da deficiência deposita neles.



Comissão Organizadora e Científica

Presidentes

Adriano Almeida Gonçalves Siqueira - EESC/USP, Brasil

Glauco Augusto de Paula Caurin - EESC/USP, Brasil

Presidentes do Comitê Científico

Anselmo Frizera Neto - UFES, Brasil

Eduardo Rocon - CSIC, Spain

Comitê Consultivo

José M. Azorín - Presidente da AITADIS - Universidad Miguel Hernandez de Elche, Espanha

Ángel M. Gil Agudo - Vice-presidente da AITADIS - Hospital Nacional de Paraplégicos, Espanha

Fernando Brunetti - Universidad Católica Nuestra Señora de la Asunción, Paraguai

Silvana Mercante - Hospital José Néstor Lencinas, Argentina

Diego Torricelli - Instituto Cajal, CSIC, Espanha

Teodiano Freire Bastos Filho, UFES, Brasil

Comitê Científico Internacional

Jose L. Pons, Shirley Ryan
AbilityLab, EUA

Luis Eduardo Rodríguez Cheu,
Escuela Colombiana de Ingeniería,
Colômbia

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

Eduardo F. Caicedo, Universidad del
Valle, Colômbia



Asterio Andrade Gallardo,
Corporación de Rehabilitación Club
de Leones Cruz del Sur, Chile

Carlos Cifuentes - Univ. of the West
of England, Bristol, Reino Unido

Guido Peña - UAN, Colômbia

Andres Leonardo Jutinico Alarcon,
Distrital, Colômbia

Oscar Aviles, UMNG, Colômbia

Arnaldo Leal Junior - UFES, Brasil

Jorge Vicente da Silva - CTI, Brasil

Pedro Yoshito Noritomi - CTI, Brasil

Luciano Menegaldo - UFRJ, Brasil

Cleudmar Araújo - UFU, Brasil

Estevam Barbosa de Las Casas -
UFMG, Brasil

Edson Antônio Capello Sousa -
UNESP-Bauru, Brasil

Arturo Forner Cordero - EP/USP

Flávia de Souza Bastos - UFJF,
Brasil

Eduardo A. Fancello - UFSC, Brasil

Antonio Padilha Lanari Bó - The
University of Queensland, Austrália

Carlos Rodrigo Rosler - UFSC, Brasil

Carlos Eduardo Dorea - UFRN,
Brasil

Claysson Vimieiro - UFMG, Brasil

Marko Ackermann - FEI, Brasil

Rogério S. Gonçalves - UFU, Brasil

Adriano Andrade - UFU, Brasil

Rudolf Huebner - UFMG, Brasil

Gabriela Castellano, Instituto de
Física Gleb Wataghin,
IFGW/Unicamp, Brasil

Comitê Local

Zilda de Castro Silveira - EESC/USP, Brasil

Thiago Russo - UFSCAR, Brasil

Willian dos Santos - UNESP - São João da Boa Vista, Brasil

Thiago Boaventura Cunha - EESC/USP, Brasil

Paulo Marcos Aguiar - IFSP - São Paulo, Brasil

Samuel Lourenço - UFSCAR, Brasil

Números do IBERDISCAP 2023

O IBERDISCAP 23 apresentou-se como um espaço de encontro e discussão com uma participação multidisciplinar, ao reunir pesquisadores do meio científico-acadêmico (professores e estudantes), fabricantes de equipamentos, fisioterapeutas, educadores especiais, terapeutas ocupacionais, reabilitadores e, principalmente, os usuários.

Ao todo, 92 artigos foram submetidos, sendo que 82 foram incluídos na programação final. A distribuição de artigos submetidos por país de origem do primeiro autor é apresentada na Figura 1. Autores de 7 países da comunidade científica iberoamericana submeteram trabalhos para o evento.

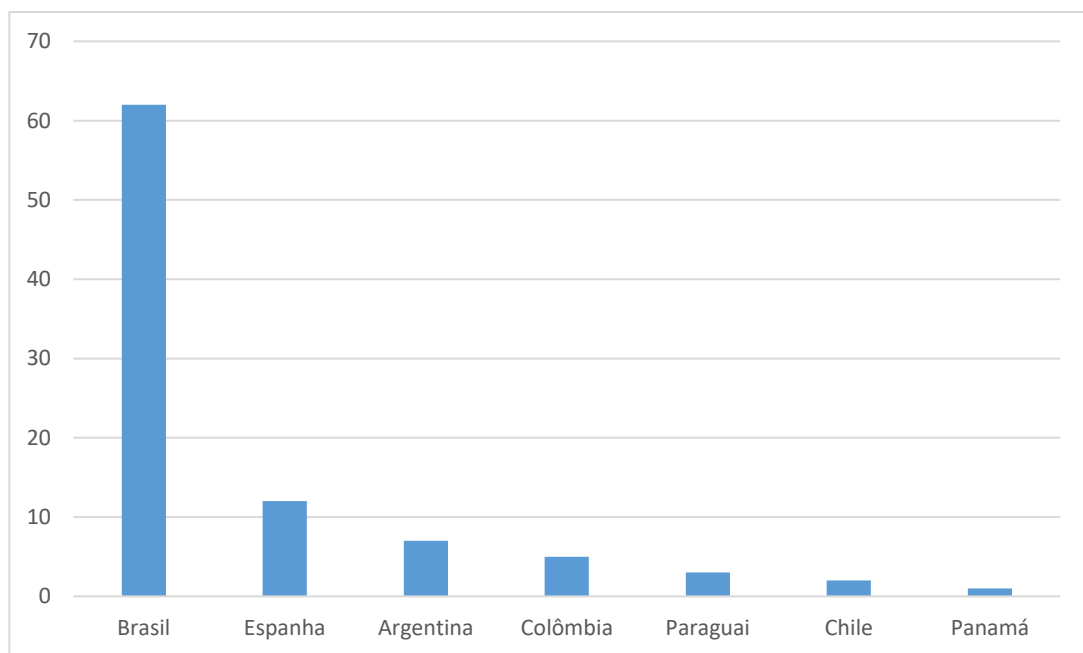


Fig. 1 - Distribuição de artigos submetidos por país de origem do primeiro autor.

Participaram da elaboração dos artigos submetidos 240 autores de 11 países diferentes, incluindo países que não fazem parte da comunidade científica iberoamericana. A Tabela 1, mostra o número de autores por país de origem.

Tabela 1 - Número de autores por país de origem.

País	Número de autores
Brasil	163
Espanha	52
Argentina	9
Paraguai	5
Colômbia	4
Portugal	2
Equador	1
Alemanha	1
México	1
Panamá	1
Reino Unido	1
Total	240

A distribuição de artigos submetidos por instituições de ensino e pesquisa é mostrada na Tabela 2. Com relação à distribuição de artigos por regiões do Brasil, foram submetidos artigos de instituições do Sudeste, Nordeste e Sul.

Tabela 2 - Artigos submetidos por instituições.

Instituição	Número de artigos
Universidade Federal do Espírito Santo - UFES	19
UNICAMP	9
EESC/USP	8
CSIC - Espanha	4



Universidad de Alicante - Espanha	3
Universidad Miguel Hernández de Elche - Espanha	2
Universidad Favaloro - Argentina	2
Universidade Federal do Rio Grande - FURG	2
Escuela Colombiana de Ingeniería Julio Garavito	2
Instituto Int. de Neurociências Edmond e Lily Safra	2
Hospital Jose Nestor Lencinas - Argentina	2
Escuela Militar Nueva Granada - Colômbia	2
Hospital Nacional de Paraplégicos of Toledo - Espanha	2
Universidad Catolica de Asuncion - Paraguai	2
Universidade de Caxias do Sul - UCS	2
Universidade Federal de Juiz de Fora - UFJF	2
Universidade Federal do Rio Grande do Norte - UFRN	2
Universidade Federal de São Carlos - UFSCar	2
Universidade de Mogi das Cruzes - UMC	2
UNESP	2
Universidad Tecnológica Nacional - Argentina	2
Outras Instituições	16

Com relação aos participantes do IBERDISCAP 2023, estiveram presentes ao longo dos 5 dias de evento um total de 94 pessoas, incluindo 28 professores e 66 alunos. A Tabela 3 mostra o número de participantes por país de origem. Além dos participantes da comunidade científica iberoamericana, houve a participação de pesquisadores da Alemanha, República Tcheca e Estados Unidos.

Tabela 3 - Número de participantes por país de origem.

País	Numero de Participantes
Brasil	69
Espanha	8
Paraguai	4
Colômbia	2
Panamá	2
Estaos Unidos	2
Chile	2
Argentina	1
Equador	1
República Tcheca	1
Alemanha	1
México	1
Total	94

Programação do Evento

O evento ocorreu entre os dias 20 e 24 de novembro de 2023, com a participação de 4 palestrantes convidados, sendo 3 internacionais e 1 nacional. Uma mesa redonda com a participação de pesquisadores internacionais e nacionais finalizou o evento. Também foram realizadas demonstrações de equipamentos de reabilitação e tecnologia assistiva desenvolvidos pelos participantes do evento.

Nos dias 23 e 24 de novembro foi realizado o evento satélite *First Workshop of MYOREHAB Consortium*. Participam do *MYOREHAB Consortium* pesquisadores do Brasil, Espanha, Alemanha e Panamá. Para mais detalhes sobre o *workshop*: https://eesc.usp.br/ceas/iberdiscap23/?page_id=929.

Palestrantes



Michelle Johnson

Diretora do Laboratório de Pesquisa e Design de Robótica de Reabilitação,
Pennsylvania Institute of Rehabilitation Medicine, University of Pennsylvania,
EUA.



Michelle Johnson, Ph.D., atualmente é professora associada de Medicina Física e Reabilitação na University of Pennsylvania. Ela é bacharel em Engenharia Mecânica e Mecânica Aplicada pela University of Pennsylvania e PhD em Engenharia Mecânica, com ênfase em mecatrônica, robótica e design, pela Stanford University. Ela completou uma bolsa de pós-doutorado NSF-NATO no Advanced Robotics Technology and Systems Laboratory da Scuola Superiore Sant'Anna, na Itália. O Laboratório de Pesquisa e Design de Robótica de Reabilitação é especializado em projeto, desenvolvimento e uso terapêutico de assistentes robóticos inovadores, acessíveis e inteligentes para reabilitação em ambientes com poucos recursos, com ênfase no uso de robótica e sensores para quantificar a função motora dos membros superiores em adultos e crianças com lesão cerebral ou em risco de lesão cerebral. A Dra. Johnson passou mais de vinte anos aplicando soluções de tecnologia para auxiliar na compreensão da incapacidade e deficiência após lesão cerebral. Ela é atualmente uma Fulbright Scholar para 2020-2022 para Botswana e atuou como IEEE Engineering in Biology and Medicine Society Distinguished Lecturer entre 2021 e 2022.

"Increasing Affordable Rehabilitation Robots in Low and Middle

Income Countries: Challenges and Opportunities"

Abstract: The World Health Organization in "Rehabilitation 2030, a call for action" describes a mismatch between the global need for rehabilitation, the growing issues seen in the numbers of patients that need care, and the availability of resource. The shortage of health professionals, rehabilitation therapists, nurses and doctors, and persons capable of taking care of the growing numbers of people with disabilities is a major cause of this gap in healthcare. Evidence suggests that rehabilitation robots, which include therapeutic and assistive robots, can support neurorehabilitation of persons with brain injuries and help bridge this care gap. Currently the impact of rehabilitation robotics has not been inclusive and access to the potential

benefits of these technologies is unequal. Unfortunately, robot technology-assisted rehabilitation solutions are expensive and as a result they are primarily available in high-income countries, specifically in large hospitals, hospital-affiliated outpatient clinics and in supervised settings. Solutions that are appropriate for low- and middle-income countries (LMICs) are rare and as a result their availability and impact in these countries is low. Given the potential of these solutions to bridge resource gaps, we must consider innovative ways to design and develop them more affordably, provide more equal access to them for rehab use, and, thereby, extend their global footprint.



Panagiotis Artemiadis

Professor Associado, Departamento de Engenharia Mecânica

Universidade de Delaware, EUA

Panos Artemiadis recebeu seu Ph.D. em Engenharia Mecânica pela NTUA, Atenas, Grécia, em 2009. Foi pesquisador associado de pós-doutorado no Departamento de Engenharia Mecânica, no Instituto de Tecnologia de Massachusetts (MIT), de 2009 a 2011, e posteriormente assumiu o cargo de Professor Assistente, e mais tarde como Professor Associado na Arizona State University. Em 2019 ingressou no Departamento de Engenharia Mecânica da Universidade de Delaware, onde atualmente é Professor Associado e Diretor do



Mestrado em Ciência da Robótica. Seus interesses de pesquisa incluem as áreas de robótica de reabilitação, sistemas de controle, identificação de sistemas, interfaces cérebro-máquina e interação humano-enxame. Ele atua como Editor-Chefe e Editor Associado em muitas revistas científicas, e quatro de seus artigos foram indicados ou premiados com prêmios de melhor artigo. Ele recebeu o prêmio DARPA Young Faculty Award de 2014 e o prêmio AFOSR Young Investigator Award de 2014, bem como o prêmio ASU Fulton Exemplar Faculty Award de 2017. Ele é (co)autor de mais de 110 artigos em revistas científicas e conferências revisadas por pares, bem como de 9 patentes.

“Human gait rehabilitation using robotics and neuromuscular modeling”

*Abstract: Gait impairment due to neurological disorders or injuries has become one of the most important problems of the 21st century. However, current rehabilitation practice is non-patient specific and usually has little beneficial effect on the impaired walker, mainly due to the lack of a comprehensive data-driven model of sensorimotor mechanisms of human gait. This talk will focus on a new approach to robotic interventions for gait therapy using a neuromuscular model in conjunction with a novel robotic system, called **Variable Stiffness Treadmill (VST)** developed in Dr. Artemiadis' lab. The VST can deliver a unique unilateral stiffness intervention paradigm to walkers, which is shown to have beneficial after-effects that last for more than 500 steps after the intervention has been removed. Moreover, the effect these perturbations have can be described by a complex neuromusculoskeletal model, allowing for tailoring, and tuning the robot-assisted interventions to each patient.*



Fernando Brunetti

Profesor Investigador, Vicedecano y Director Académico de la Facultad de Ciencias y Tecnología de la Universidad Católica “Nuestra Señora de la Asunción”

Fernando Brunetti recibió el título de Ingeniero Electrónico por la **Universidad Católica “Nuestra Señora de la Asunción” de Paraguay** en el año 2004. Obtuvo el título de M.Sc. por la Escuela Universitaria de Informática de la Universidad Politécnica de Madrid, España, en 2005, y el título de Doctor en **Ingeniería de Telecomunicación con Mención de “Doctor Europeo”** por la Escuela Técnica Superior de Ingenieros de Telecomunicación de la misma Universidad en 2009. Fue investigador contratado del Consejo Superior de **Investigaciones Científica, España**, investigador visitante en el “Instituto Interuniversitario de Microelectrónica” de los Países Bajos (IMEC-NL) y del **Broadband Wireless Networking Lab (BWNLab)** del “Georgia Institute of Technology”, USA. Participó em numerosos proyectos internacionales y ha contribuido con más de 90 publicaciones científicas em revistas, congresos internacionales, y capítulos de libros. Sus líneas de investigación abarcan los **“wearable robots” para rehabilitación, y las interfaces avanzadas hombre-máquina**, con una productividad avalada por 4 patentes internacionales. Ocupó el cargo de Director General de Postgrado e Investigación de la Universidad Católica “Nuestra Señora de la Asunción” de Paraguay entre 2016 y 2018. Actualmente es Profesor Investigador, Vicedecano y Director Académico de la



Facultad de Ciencias y Tecnología de la Universidad Católica “Nuestra Señora de la Asunción”, Profesor de la Facultad de Ingeniería de la Universidad Nacional de Asunción, e Investigador Nivel II del Consejo Nacional de Ciencias y Tecnología del Paraguay.

“Advances in Non-Invasive Motor Neuroprosthetics and Neuromodulation Systems”

Abstract: In recent years, several robotic solutions have been proposed in the field of motor rehabilitation and compensation. Some of them are designed for laboratory settings, while others are developed for ambulatory scenarios, aimed at activities of daily living and unstructured environments. More recent approaches have combined different technologies and areas of knowledge to address the individual challenges or limitations of each. Neurorobotics is developed at the boundaries of neuroscience and traditional robotics, benefiting from technologies such as muscle electrostimulation or brain-machine interfaces to modulate motor behavior and thus develop more natural, effective, and efficient solutions. In this talk, we will present the latest advances in non-invasive motor neuroprosthetic technologies and how they integrate with brain-machine interfaces to configure neuromodulation systems for rehabilitation or compensation purposes.



Edgard Morya

Coordenador de Pesquisa do Instituto Internacional de Neurociência

Edmond e Lily Safra, Natal, Brasil.

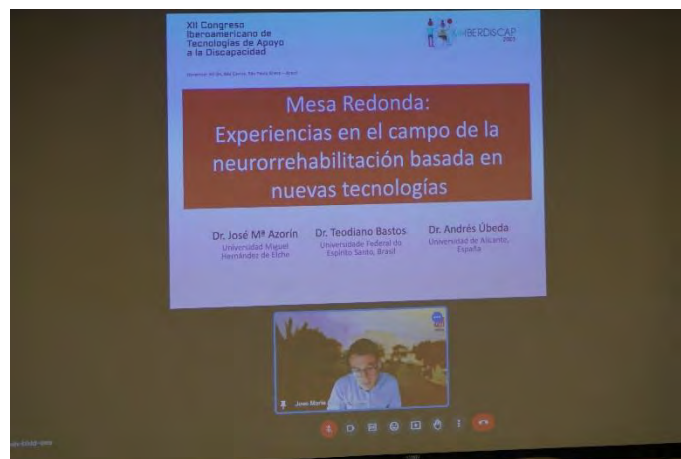
Edgard Morya é atualmente coordenador de pesquisa do Instituto Internacional de Neurociências Edmond e Lily Safra (IIN-ELS) do Instituto Santos Dumont (ISD), além de professor do Programa de Neuroengenharia do IIN-ELS. Obteve seu doutorado (2003) em Fisiologia Humana em 2003 e concluiu seu Pós-Doutorado em 2006, ambos pelo Instituto de Ciências Biomédicas da Universidade de São Paulo. Também formou-se em Fisioterapia pela Universidade de São Paulo em 1996. Tem experiência nas áreas de neuroreabilitação, neurociência, neuroengenharia, neurofisiologia, eletrofisiologia, controle motor, psicofísica e acoplamento sensório-motor. Ele tem estado ativamente envolvido em pesquisa e desenvolvimento de tecnologias assistivas e intervenções que melhoram a qualidade de vida de indivíduos com problemas neurológicos.

“Neuroengineering and Assistive Technologies”

Abstract: Neuroengineering is rapidly evolving, and its applications in assistive technology and rehabilitation are having a significant impact on the lives of

individuals with neurological impairments. Continued research and development in this area have the potential to revolutionize the way we approach neurological disorders and injuries. Assistive technologies and rehabilitation are closely linked, as technology plays an essential role in the rehabilitation process. Innovative assistive technologies such as brain-computer interfaces, exoskeleton, neuromodulation are being developed to facilitate neural control of movement and improve motor function in individuals with neurological injuries or disorders. These technologies are designed to aid in movement, communication, and daily living activities, and can significantly improve the quality of life for people with disabilities.

Mesa Redonda



A mesa redonda, realizada ao final do evento, contou com a participação dos Profs. José Maria Azorín (Universidad Miguel Hernandez de Elche), Teodiano Bastos Filho (UFES) e Andrés Úbeda (Universidad de Alicante). O tema discutido **foi**: “Experiencias em el campo de la neurorrehabilitación basada em nuevas tecnologías”.



Premiações

Os seguintes artigos foram selecionados pela Comissão Organizadora como sendo os melhores trabalhos apresentados no IBERDISCAP 2023:

- Sistema vestível para monitoramento da atividade física
Jonathan C. Jaimes, Gabriel Wolschick de Oliveira, Adriano A. G. Siqueira.
Universidade de São Paulo.
- EEG changes of stroke survivors after virtual reality rehabilitation with TDCS
Bruna M. Carlos, Lucas T. Menezes, Beatriz Rosa, Bruna F. Furumoto, Saulo S. Feitosa, Corina A. Fernandes, Silvia E. Ferreira-Melo, Júlia D. Pereira, Sara Almeida, Cássio V. Ruas, Alexandre F. Brandão, Gabriela Castellano. *UNICAMP.*
- Detección de patrones corticales relacionados al movimiento para el desarrollo de una interfaz cerebro-computadora baasada em electroencefalografía
Maximiliano Bonnin, Sergio Elizalde y Fernando Brunetti. *Universidad Católica "Nuestra Señora de la Asunción".*

Os autores serão convidados para submeterem versões extendidas dos seus trabalhos para a Revista Iberoamericana de Automática e Informática Industrial (RIAI) (<https://polipapers.upv.es/index.php/RIAI>).

Programa Resumido

November 20		November 21		November 22		November 23 and 24			
8:00 - 9:30 Opening Ceremony Keynote Speaker Michelle Johnson		8:00 - 9:00 Keynote Speaker Panagiotis Artemiadis		8:00 - 9:00 Keynote Speaker Edgard Morya		8:00 - 12:00 <i>First Workshop of MYOREHAB Consortium</i>			
9:30 - 10:00 <i>Coffee-break</i>		9:00 - 10:00 <i>Coffee-break</i> Poster Session – TuP1 (see papers on the next page)		9:00 - 10:00 <i>Coffee-break</i> Poster Session – WeP1 (see papers on the next page)					
10:00 - 11:40 - Oral Sessions		10:00 - 11:40 - Oral Sessions		10:00 - 11:40 - Oral Sessions					
MoA1.1 - 55	MoA2.1 - 95	TuA1.1 - 04	TuA2.1 - 38	WeA1.1 - 54	WeA2.1 - 78				
MoA1.2 - 31	MoA2.2 - 96	TuA1.2 - 77	TuA2.2 - 49	WeA1.2 - 19	WeA2.2 - 43				
MoA1.3 - 40	MoA2.3 - 84	TuA1.3 - 01	TuA2.3 - 50	WeA1.3 - 21	WeA2.3 - 46				
MoA1.4 - 41	MoA2.4 - 67	TuA1.4 - 02	TuA2.4 - 108	WeA1.4 - 42	WeA2.4 - 48				
MoA1.5 - 61	MoA2.5 - 63	TuA1.5 - 82	TuA2.5 - 97	WeA1.5 - 52	WeA2.5 - 104				
				WeA2.6 - 51					
11:40 - 14:00 - Lunch		11:40 - 14:00 - Lunch		11:40 - 14:00 - Lunch					
14:00 - 15:40 - Oral Sessions		14:00 - 15:40 - Oral Sessions		14:00 - 16:00 Round Table José Maria Azorin Teodiano Bastos Ándres Úbeda Award and Closing Ceremony		14:00 - 18:00 <i>First Workshop of MYOREHAB Consortium</i>			
MoB1.1 - 09	MoB2.1 - 23	TuB1.1 - 56	TuB2.1 - 20						
MoB1.2 - 14	MoB2.2 - 68	TuB1.2 - 83	TuB2.2 - 25						
MoB1.3 - 34	MoB2.3 - 93	TuB1.3 - 28	TuB2.3 - 79						
MoB1.4 - 35	MoB2.4 - 10	TuB1.4 - 75	TuB2.4 - 89						
MoB1.5 - 15	MoB2.5 - 32	TuB1.5 - 90	TuB2.5 - 100						
15:40 - 16:40 <i>Coffee-break</i> Poster Session – MoP1 (see papers on the next page)		15:40 - 16:10 <i>Coffee-break</i>		16:00 - 17:00 AITADIS Meeting					
16:40 - 18:00 - Oral Sessions		16:10 - 17:10 Keynote Speaker Fernando Brunetti							
MoC1.1 - 08	MoC2.1 - 12								
MoC1.2 - 85	MoC2.2 - 106								
MoC1.3 - 86	MoC2.3 - 107								
MoC1.4 - 98	MoC2.4 - 60								
17:10 - 18:00 Device Demonstration									
18:00 - 19:00 Cocktail		20:00 - 23:00 Banquet							

Poster Session – MoP1	Poster Session – TuP1	Poster Session – WeP1
MoP1.1 - 05	TuP1.1 - 24	WeP1.1 - 33
MoP1.2 - 71	TuP1.2 - 103	WeP1.2 - 37
MoP1.3 - 45	TuP1.3 - 64	WeP1.3 - 47
MoP1.4 - 36	TuP1.4 - 06	WeP1.4 - 72
MoP1.5 - 59	TuP1.5 - 26	WeP1.5 - 76
MoP1.6 - 39	TuP1.6 - 73	WeP1.6 - 92
	TuP1.7 - 66	WeP1.7 - 102
	TuP1.8 - 29	WeP1.8 - 69

Nomenclature

Mo - Monday

Tu - Tuesday

We - Wednesday

A - Morning (10:00 - 11:40)

B - Afternoon (14:00 - 15:40)

C - Afternoon (16:40 - 18:40)

P - Poster

xx - Paper number



Programa

Registration	Minerva Hall	Sunday (November 19) 15:00 - 17:00
		Monday (November 20) 7:30 - 8:00

Opening Ceremony	Auditorium Jorge Caron	Monday (November 20) 8:00 - 8:20
------------------	------------------------	-------------------------------------

MoPI1	Auditorium Jorge Caron	Monday (November 20) 8:20 - 9:30
-------	------------------------	-------------------------------------

Chair: Adriano A. G. Siqueira (EESC/USP)

Increasing Affordable Rehabilitation Robots in Low and Middle
Income Countries: Challenges and Opportunities

Michelle Johnson (University of Pennsylvania, USA)

The World Health Organization in “Rehabilitation 2030, a call for action,” describes a mismatch between the global need for rehabilitation, the growing issues seen in the numbers of patients that need care, and the availability of resource. The shortage of health professionals, rehabilitation therapists, nurses and doctors, and persons capable of taking care of the growing numbers of people with disabilities is a major cause of this gap in healthcare. Evidence suggests that rehabilitation robots, which include therapeutic and assistive robots, can support neurorehabilitation of persons with brain injuries and help bridge this care gap. Currently the impact of rehabilitation robotics has not been inclusive and access to the potential benefits of these technologies is unequal. Unfortunately, robot technology-assisted rehabilitation solutions are expensive and as a result they are primarily available in high-income countries, specifically in large hospitals, hospital-affiliated outpatient clinics and in supervised settings. Solutions that are appropriate for low- and middle-income countries (LMICs) are rare and as a result their availability and impact in these countries is low. Given the potential of these solutions to bridge resource gaps, we must consider innovative ways to design and develop them more affordably, provide more equal access to them for rehab use, and, thereby, extend their global footprint.

Coffee-break	Spring Hall	Monday (November 20) 9:30 - 10:00
--------------	-------------	--------------------------------------

MoA1	Auditorium Jorge Caron	Monday (November 20) 10:00 - 11:40
Lower Limb Exoskeletons		
Chair: Adriano A. G. Siqueira (EESC/USP)		
MoA1.1 - 55 10:00 – 10:20	<p>Precise Elbow Angle Measurement for Exoskeletons Applications: Comparison between Optical Fiber and IMU-based sensors</p> <p>Sophia Otálora (UFES), Marcelo E. V. Segatto (UFES), Maxwell E. Monteiro (IFES), Carlos Cifuentes (UWE Bristol), Camilo Arturo Rodriguez Diaz (UFES)</p>	
MoA1.2 - 31 10:20 – 10:40	<p>Development and Design of an Innovative Smart Exoskeleton-Crutch System</p> <p>Victor Ferman (UNICAMP), Felipe Augusto Oliveira Mota (UNICAMP), César Bastos da Silva (UNICAMP), Eric Rohmer (UNICAMP)</p>	
MoA1.3 - 40 10:40 – 11:00	<p>Optimizing Motor Imagery Training for Lower-Limb Exoskeleton Control Through BCI</p> <p>Laura Ferrero Montes (UMH), Paula Soriano-Segura (UMH), Julian Jacobo Navarro Aguilar (ITESM), Oscar Jones (UH-USA), Mario Ortiz (UMH), Eduardo Iáñez (UMH), Jose Maria Azorin Poveda (UMH), José Contreras-Vidal (UH-USA)</p>	
MoA1.4 - 41 11:00 – 11:20	<p>Protocol for Evaluating Error Related Potentials in a Lower-Limb Exoskeleton Commanded by a Brain-Machine Interface</p> <p>Paula Soriano-Segura (UMH), Laura Ferrero Montes (UMH), Mario Ortiz (UMH), Eduardo Iáñez (UMH), Jose Maria Azorin Poveda (UMH)</p>	
MoA1.5 - 61 11:20 – 11:40	<p>Uso Combinado do Lokomat e Imagética Motora com Neurofeedback para Modulação do Ritmo Sensorio-Motor após a Lesão Medular Espinal: Um Relato de Caso</p> <p>Erica R. S. Serafini (IIN-ELS), Denis Delisle-Rodriguez (IIN-ELS), Fabíola R. Campos (IIN-ELS), André Felipe de Azevedo Dantas (IIN-ELS), Aleandra S. Castro (UFRN), Arthur Monjardim (UFRN), Marana A. Silveira (UFRN), Juliana C. Silva (UFRN), Caroline C. do Espírito Santo (IIN-ELS)</p>	

MoA2	Auditorium Luiz Gastão de Castro Lima	Monday (November 20) 10:00 - 11:40
Serious Games and Virtual Reality Applications		
Chair: Gabriela Castellano (UNICAMP)		
MoA2.1 - 95 10:00 – 10:20	<p>EEG Changes of Stroke Survivors after Transcranial Direct Current Stimulation Combined With Augmented Reality Rehabilitation</p> <p>Bruna Mezzari Carlos (UNICAMP), Lucas T. Menezes (UNICAMP), Beatriz Rosa (UNICAMP), Bruna F. Furumoto (UNICAMP), Saulo S. Feitosa (UNICAMP), Corina A. Fernandes (Ânima Educação), Silvia E. Ferreira-Melo (UNICAMP), Júlia D. Pereira (UNICAMP), Sara Almeida (UNICAMP), Cássio V. Ruas (UNICAMP), Alexandre Brandão (UNICAMP), Gabriela Castellano (UNICAMP)</p>	
MoA2.2 - 96 10:20 – 10:40	<p>Combined Effects of Transcranial Direct Current Stimulation and Virtual Reality Technologies for Improvements of Range of Motion, Muscle Activity and Functionality in Stroke Survivors</p> <p>Cassio V. Ruas (UNICAMP), Júlia D. Pereira (UNICAMP), Bruna Mezzari Carlos (UNICAMP), Beatriz Rosa (UNICAMP), Bruna F. Furumoto (UNICAMP), Saulo S. Feitosa (UNICAMP), Lucas T. Menezes (UNICAMP), Corina A. Fernandes (Ânima Educação), Silvia E. Ferreira-Melo (UNICAMP), Sara Almeida (UNICAMP), Alexandre Brandão (UNICAMP), Gabriela Castellano (UNICAMP)</p>	
MoA2.3 - 84 10:40 – 11:00	<p>Raining Food: Serious Game for Nutrition Education Therapies in Children with Disabilities</p> <p>Éberte V. S. Freitas (UFES), João A. C. Panceri (UFES), Sheila da Luz Schreider (UFES), Eliete M. Caldeira (UFES), Teodiano Freire Bastos Filho (UFES)</p>	
MoA2.4 - 67 11:00 – 11:20	<p>Realidad Virtual: Una Estrategia para Mejorar la Interacción Humano Maquina en Programas de Rehabilitación Física con Smart Walker</p> <p>Brayan Sneider Moreno Arevalo (UFES), Carla Zimerer (UFES), Fabiana Santos Vieira y Machado (UFES), Anselmo Frizera Neto (UFES)</p>	
MoA2.5 - 63 11:20 – 11:40	<p>Crosskids: The Serious Game Developed for Motor Deficit Therapies in Children Using the Social Robot Maria T21</p> <p>Rafael C. Panceri (UFES), João A. C. Panceri (UFES), Éberte V. S. Freitas (UFES), Sheila da Luz Schreider (UFES), Eliete M. O. Caldeira (UFES), Teodiano Freire Bastos Filho (UFES)</p>	

MoB1	Auditorium Jorge Caron	Monday (November 20) 14:00 - 15:40
Rehabilitation Techniques		
Chair: Silvana Teresa Mercante (Hospital Jose Nestor Lencinas)		
MoB1.1 - 09 14:00 – 14:20	<p>Protocolo de Medida de EEG, EMGs y Cinemática Hacia el Control de un Sistema de Rehabilitación de Miembro Inferior Post-ACV</p> <p>Cristian Felipe Blanco-Díaz (UFES), Cristian David Guerrero-Mendez (UFES), Denis Delisle-Rodriguez (IIN-ELS), Teodiano Freire Bastos Filho (UFES)</p>	
MoB1.2 - 14 14:20 – 14:40	<p>Uma Revisão Sobre os Efeitos Sinérgicos de Estimulação por Corrente Contínua em Combinação com Interface Cérebro Computador Baseada em Imaginação Motora na Reabilitação de Pacientes Pós-AVC</p> <p>Sheida Mehrpour (UFES), Teodiano Freire Bastos Filho (UFES)</p>	
MoB1.3 - 34 14:40 – 15:00	<p>Efectos de la Rehabilitación Robótica del Tobillo en la Capacidad Funcional de la Marcha en Pacientes con Secuela de Accidente Cerebro Vascular: Resultados de Estudio de Viabilidad y Propuesta de Ensayo Clínico Controlado</p> <p>Juan C. Moreno (Instituto Cajal, CSIC), Silvana Teresa Mercante (Hospital Jose Nestor Lencinas), Raúl O. Rojas (Hospital Jose Nestor Lencinas), Silvina Cacciavillani (Hospital Jose Nestor Lencinas), Edgardo Cersósimo (Hospital Jose Nestor Lencinas)</p>	
MoB1.4 - 35 15:00 – 15:20	<p>Satisfacción del Paciente y Del Personal de Salud con Respecto a la Tele Rehabilitación: Retos y Oportunidades, en el Hospital José Néstor Lencinas</p> <p>Silvana Teresa Mercante (Hospital Jose Nestor Lencinas)</p>	
MoB1.5 - 15 15:20 – 15:40	<p>Terapia Assistida por Robô para o Desenvolvimento de Habilidades de Desempenho e Otimização do Desempenho Ocupacional de Crianças com Transtorno do Espectro Autista</p> <p>Maria Caroline Ribeiro Maciel (UFES), João A. C. Panceri (UFES), Éberte V. S. Freitas (UFES), Eliete M. O. Caldeira (UFES), Teodiano Freire Bastos Filho (UFES)</p>	

MoB2	Auditorium Luiz Gastão de Castro Lima	Monday (November 20) 14:00 - 15:40
Sensor Applications		
Chair: Glauco Caurin (EESC/USP)		
MoB2.1 - 23 14:00 – 14:20	Instrumentation of a Mattress with Polymeric Optical Fiber Sensors for Pressure Ulcers Prevention Anny dos Santos Natali (UFES), Evandro O. T. Salles (UFES), Camilo A. R. Diaz (UFES)	
MoB2.2 - 68 14:20 – 14:40	Development of a Sensing Pressure Mat Applied to a Serious Game Developed for Plantar Imbalances Therapies in Children Using the Social Robot Maria T21 João A. C. Panceri (UFES), Éberte V. S. Freitas (UFES), Sheila da Luz Schreider (UFES), Eliete M. O. Caldeira (UFES), Teodiano Freire Bastos Filho (UFES)	
MoB2.3 - 93 14:40 – 15:00	Palmilha de Base Polimérica de Sensores Piezoelétricos para Análise de Marcha Melkzedekue de Moraes Alcântara Calabrese Moreira (EESC/USP), Gabriel Ginja (EESC/USP), Denis César Mosconi Pereira (EESC/USP), Felipe Schiavon Inocência de Sousa (EESC/USP), Tiago M. Nordi (EESC/USP), João Paulo Pereira Carmo (EESC/USP), Adriano A. G. Siqueira (EESC/USP)	
MoB2.4 - 10 15:00 – 15:20	Caracterización de una Matriz de Sensores de Presión Basados en Fibra Óptica Polimérica (FOP) Ubicados en una Silla de Ruedas para el Monitoreo de la Postura Aura Ximena Gonzalez Cely (UFES), Camilo Arturo Rodriguez Diaz (UFES), Teodiano Freire Bastos (UFES)	
MoB2.5 - 32 15:20 – 15:40	Investigação Acerca de Idosos para Desenvolvimento de uma Solução de Casa Inteligente Assistiva Baseada em IORT Felipe Augusto Oliveira Mota (UNICAMP), César Bastos da Silva (UNICAMP), Victor Ferman (UNICAMP), Eric Rohmer (UNICAMP)	
Coffee-break	Spring Hall	Monday (November 20) 15:40 - 16:40

MoP1	Spring Hall	Monday (November 20) 15:40 - 16:40
Poster Session I		
Chair: Adriano A. G. Siqueira (EESC/USP)		
MoP1.1 - 05 15:40 - 16:40	Teste de Usabilidade em Contexto para um Mapa Tátil Sonoro no Centro Cultural Louis Braille Victor Mendes de Freitas Silva (UNICAMP), João Vilhete Viegas D'Abreu (UNICAMP)	
MoP1.2 - 71 15:40 - 16:40	Validation of Robotic Exoskeleton-Assisted Gait Assessment Using Inertial Measurement Units Laura Blanco Coloma (Hospital Nacional Paraplejos), Angel Gil-Agudo (Hospital Nacional de Paraplejos), Isabel Sinovas-Alonso (Hospital Nacional Paraplejos), Jose Maria Azorin Poveda (Universidad Miguel Hernandez de Elche), Juan C. Moreno (Instituto Cajal, CSIC), Diana Herrera-Valenzuela (Hospital Nacional Paraplejos)	
MoP1.3 - 45 15:40 - 16:40	Desenvolvimento de uma Plataforma de Baixo Custo para Treinamento de Habilidade Motora Fina Utilizando Jogos Sérios Iamara Boecher Borges Correia (Faculdade Centro Leste), Renata Ribeiro Rego (Faculdade Centro Leste), Ledycnarf Holanda (UFRN), Leticia Araújo Silva (Faculdade Centro Leste , UFES)	
MoP1.4 - 36 15:40 - 16:40	Evaluación del Funcionamiento de Unidades de Medida Inerciales (IMU) para ser Utilizadas en el Análisis del Movimiento Humano Nelson Dugarte (Universidad Tecnológica Nacional), Antonio Alvarez Abril (UTN), Negman Alvarado (Centro Médico Mendoza), Guillermo Martín Sosa (UTN), Edinson Dugarte (Universidad Tecnológica Nacional)	
MoP1.5 - 59 15:40 - 16:40	Construção de Mecanismos Mecânicos para o Centro Especializado em Reabilitação de Ilha Solteira Carolina B. Sanches (UNESP - Ilha Solteira), Vinicius de Araújo Salmazo (UNESP - Ilha Solteira), Marcio A. Bazani (UNESP - Ilha Solteira)	
MoP1.6 - 39 15:40 - 16:40	Desenvolvimento de um Aplicativo Desktop para Análise de Dados Provenientes de Duas ou Mais Plataformas de Força: Estudo de Caso Aplicado no Projeto Rodar Sem Limites Igor da Silveira Carvalho (INT), Vinicius Souza Guilherme (INT), Eduardo Carpinelli (INT), Saul Mizrahi (INT), Carla Patricia Guimarães (INT)	

MoC1	Auditorium Jorge Caron	Monday (November 20) 16:40 - 18:00
BCI and FES Applications		
Chair: Fernando Brunetti (UC Nuestra Señora de la Asunción)		
MoC1.1 - 08 16:40 – 17:00	<p>Avances y Retos Computacionales para Interfaz Cerebro-Computador Basado en Imaginación Motora</p> <p>Cristian David Guerrero-Mendez (UFES), Cristian Felipe Blanco-Díaz (UFES), Denis Delisle-Rodriguez (IIN-ELS), Teodiano Freire Bastos Filho (UFES)</p>	
MoC1.2 - 85 17:00 – 17:20	<p>Detección de Patrones Corticales Relacionados al Movimiento para el Desarrollo de una Interfaz Cerebro-Computadora Basada en Electroencefalografía</p> <p>Maximiliano Bonnin (UC Nuestra Señora de la Asunción), Sergio Elizalde (UC Nuestra Señora de la Asunción), Fernando Brunetti (UC Nuestra Señora de la Asunción)</p>	
MoC1.3 - 86 17:20 – 17:40	<p>Controlador FES para la Asistencia en la Transferencia de Sedestación a Bipedestación Usando una Neuroprótesis de Miembros Inferiores.</p> <p>Sergio Elizalde (UC Nuestra Señora de la Asunción), Maximiliano Bonnin (UC Nuestra Señora de la Asunción), Fernando Brunetti (UC Nuestra Señora de la Asunción)</p>	
MoC1.4 - 98 17:40 – 18:00	<p>Study of Electromechanical Delay in Response to Electrical Stimulation-Induced Muscle Fatigue: Preliminary Results</p> <p>Maria Jose Burbano-Gusmán (EESC/USP), Yecid Moreno (EESC/USP), Felix Mauricio Escalante Ortega (UNESP), Thiago Boaventura (EESC/USP), Adriano A. G. Siqueira (EESC/USP)</p>	

MoC2	Auditorium Luiz Gastão de Castro Lima	Monday (November 20) 16:40 - 18:00
Lower Limb Exoskeletons and Collaborative Robots		
Chair: Andres Leonardo Jutinico (UDFJC)		
MoC2.1 - 12 16:40 - 17:00	Influence of a Walker with Dynamic Weight Support on a Lower Limb Exoskeleton: Development Process and Outcome Evaluation Gabriel Patti Sanches Coelho (EESC/USP), Jonathan Campo Jaimes (EESC/USP), Adriano A. G. Siqueira (EESC/USP)	
MoC2.2 - 106 17:00 - 17:20	Estabilidad Cuadrática Media de un Exoesqueleto de Miembro Inferior Andres Leonardo Jutinico (Universidad Distrital Francisco José de Caldas), David Sebastián Rodríguez (UFJC), Jonnathan Andres Sandino (UDFJC), Adriano Siqueira (EESC/USP), Felix Mauricio Escalante Ortega (UNESP)	
MoC2.3 - 107 17:20 - 17:40	Collaborative Robots as Assessment Tool for Associated use of Negative Pressure and Laser Therapy Treatment for Parkinson's Disease Glauco Caurin (EESC/USP), Henrique B. Garcia (EESC/USP), Daniel V. Magalhães (IFSC), Antônio de Aquino Junior (IFSC)	
MoC2.4 - 60 17:40 - 18:00	Development of a Low-Cost Computer Vision Device for Alignment of Lower Limb Prostheses Arthur B. Faustinelli (UNESP - Ilha Solteira), Pablo Mauricio Portilla Hernandez (UNESP - Ilha Solteira), Caique Peres (UNESP - Ilha Solteira), Ricardo Taoni Xavier (UNESP - Ilha Solteira), Marcelo A. A. Sanches (UNESP - Ilha Solteira), Aparecido A. de Carvalho (UNESP - Ilha Solteira)	

Cocktail Only non-alcoholic beverages	Spring Hall	Monday (November 20) 18:00 - 19:00
--	-------------	---------------------------------------



TuPI1	Auditorium Jorge Caron	Tuesday (November 21) 8:00 - 9:00
Chair: Glauco Caurin (EESC/USP)		
Human Gait Rehabilitation Using Robotics and Neuromuscular Modeling Panagiotis Artemiadis (University of Delaware, USA)		
<p>Gait impairment due to neurological disorders or injuries has become one of the most important problems of the 21st century. However, current rehabilitation practice is non-patient specific and usually has little beneficial effect on the impaired walker, mainly due to the lack of a comprehensive data-driven model of sensorimotor mechanisms of human gait. This talk will focus on a new approach to robotic interventions for gait therapy using a neuromuscular model in conjunction with a novel robotic system, called Variable Stiffness Treadmill (VST) developed in Dr. Artemiadis' lab. The VST can deliver a unique unilateral stiffness intervention paradigm to walkers, which is shown to have beneficial after-effects that last for more than 500 steps after the intervention has been removed. Moreover, the effect these perturbations have can be described by a complex neuromusculoskeletal model, allowing for tailoring, and tuning the robot-assisted interventions to each patient.</p>		
Coffee-break	Spring Hall	Tuesday (November 21) 9:00 - 10:00

TuP1	Spring Hall	Tuesday (November 21) 9:00 - 10:00
Poster Session II		
Chair: Carlos Alberto Costa (Universidade de Caxias do Sul),		
TuP1.1 - 24 9:00 - 10:00	Uso do Exoesqueleto de Membro Superior na Reabilitação de Indivíduos com Disfunção Motora: Revisão Integrativa Fernanda Vaz de Souza (UFES), Jessica Paola Souza Lima (UFES), Teodiano Freire Bastos Filho (UFES)	
TuP1.2 - 103 9:00 - 10:00	Magnetorheological Brake Mass Optimization for Hybrid Upper Limb Orthosis Used in Robotic Therapy Arthur Torres Caetano (UFMG), Rina Mariane Alves Dutra (Universidade Federal de São João del Rei), Francielle Paz (UFMG), Guilherme de Paula Rúbio (UFMG), Ricardo Poley Martins Ferreira (UFMG), Claysson Vimieiro (UFMG)	
TuP1.3 - 64 9:00 - 10:00	Implementación Médico Tipo Exoesqueleto para Miembro Inferior, como Herramienta de Apoyo para el Paciente en Sesiones de Hidroterapia Juan Pablo Hernández Corvacho (Escuela Colombiana de Ingeniería Julio Garavito), Luis Rodriguez Cheu (Escuela Colombiana de Ingeniería Julio Garavito)	
TuP1.4 - 06 9:00 - 10:00	Uso de Kinect para Captura de Movimento Usada em Escalonamento Luca Borgonovi (EESC/USP), Denis César Mosconi Pereira (IFSP - EESC/USP), Adriano A. G. Siqueira (EESC/USP)	
TuP1.5 - 26 9:00 - 10:00	Desenvolvimento de Recursos de Adequação Postural para Pacientes de UTI Carlos Alberto Costa (Universidade de Caxias do Sul), Daniel Pagnocelli Susin (Universidade de Caxias do Sul)	
TuP1.6 - 73 9:00 - 10:00	Desarrollo de una Camilla de Bipedestación para Valoración de la Terapia de Recuperación de Miembros Inferiores Pedro P. Escobar (Universidad Nacional del Centro de la Provincia de Buenos Aires), Silvano R. Rossi (UNCPBA), Roberto J. de la Veja (UNCPBA), Franco E. Déber (UNCPBA), Raúl E. Romero (UNCPBA), Roberto C. Leegstra (UNCPBA)	

<p>TuP1.7 - 66</p> <p>9:00 - 10:00</p>	<p>Desarrollo Tecnológico de un Brazalete Sensorizado (Ciegnest) para Apoyo a Personas Con Discapacidad Visual Implementando Software y Hardware Libre</p> <p>Nestor Ramon Fariña Molina (Universidad Internacional Tres Fronteras), Claudia Raquel Ibarrola Chamorro (Universidad Internacional Tres Fronteras)</p>
<p>TuP1.8 -29</p> <p>9:00 - 10:00</p>	<p>AUTISMALG: Protótipo de um App Baseado no Protocolo Alvina para Auxiliar no Ensino da Identificação e Contagem de Algarismos para Crianças com TEA</p> <p>Fábio Junior Alves (Instituto Federal do Sul de Minas Gerais), Emerson Assis de Carvalho (Instituto Federal do Sul de Minas Gerais), Guilherme Sousa Bastos (Universidade Federal de Itajubá)</p>

<p>TuA1</p>	<p>Auditorium Jorge Caron</p>	<p>Tuesday (November 21) 10:00 - 11:40</p>
<p>Lower Limb Exoskeletons</p>		
<p>Chair: Márcio Araújo (Universidade Federal do Rio Grande do Norte)</p>		
<p>TuA1.1 - 04</p> <p>10:00 - 10:20</p>	<p>Marco Operativo para una Rehabilitacion Robotica de la Marcha con Exoesqueletos</p> <p>Manuel Bayon-Calatayud (Hospital Universitario Central de Asturias), Ángel Gil-Agudo (Hospital Nacional de Parapléjicos de Toledo)</p>	
<p>TuA1.2 - 77</p> <p>10:20 - 10:40</p>	<p>Diseño y Validación Funcional de un Maniquí de Ensayos para Plataformas de Rehabilitación de la Marcha</p> <p>Verónica Palomino-Díaz (Consejo Superior de Investigaciones Científicas), Pablo Romero-Sorozabal (Consejo Superior de Investigaciones Científicas), Eduardo Rocon (Consejo Superior de Investigaciones Científicas)</p>	
<p>TuA1.3 - 01</p> <p>10:40 - 11:00</p>	<p>A Simulation Approach for the Study of Interaction Between Human and Active Knee Orthosis</p> <p>Denis César Mosconi Pereira (IFSP - EESC/USP), Melkzedekue de Moraes Alcântara Calabrese Moreira (EESC/USP), Adriano A. G. Siqueira (EESC/USP)</p>	
<p>TuA1.4 - 02</p> <p>11:00 - 11:20</p>	<p>An Electromyographic Analysis of the Human-Active Knee Orthosis Interaction</p> <p>Denis César Mosconi Pereira (IFSP - EESC/USP), José Yecid Moreno (EESC/USP), Adriano A. G. Siqueira (EESC/USP)</p>	

<p>TuA1.5 - 82</p> <p>11:20 – 11:40</p>	<p>Desenvolvimento de uma Órtese Instrumentada para Assistência Mecânica Passiva ao Movimento da Articulação do Joelho</p> <p>Igor Bezerra de Almeida (UFRN), Matheus Corradi (UFRN), Julio Cesar Silva Aprigio (UFRN), José Carlos Gomes da Silva (IIN-ELS), Edgard Morya (IIN-ELS), Victor Andrade Pimentel (IFRN), Adelardo Adelino Dantas de Medeiros (UFRN), Márcio Araújo (UFRN), Pablo Javier Alsina (UFRN)</p>
---	--

TuA2	Auditorium Luiz Gastão de Castro Lima	Tuesday (November 21) 10:00 - 11:40
Serious Games and Virtual Reality Applications		
Chair: Anselmo Frizera Neto (UFES)		
<p>TuA2.1 - 38</p> <p>10:00 – 10:20</p>	<p>Intervenção Psicomotora por meio de Jogos Sérios em Crianças e Adolescentes com Síndrome de Down Utilizando Robô Terapêutico</p> <p>Sheila da Luz Schreider (UFES), Éberte Freitas (UFES), Joao A. Panceri (UFES), Eliete M. Caldeira (UFES), Teodiano Freire Bastos Filho (UFES)</p>	
<p>TuA2.2 - 49</p> <p>10:20 – 10:40</p>	<p>A Virtual Reality Based Interface to Train Smart Walker's Users</p> <p>Matheus Penido Loureiro (UFES), Fabiana Santos Vieira Machado (UFES), Ricardo Mello (UFES), Anselmo Frizera Neto (UFES)</p>	
<p>TuA2.3 - 50</p> <p>10:40 – 11:00</p>	<p>UFES-VWALKER: A Preliminary Mixed Reality System for Gait Rehabilitation Using a Smart Walker</p> <p>Fabiana Santos Vieira Machado (UFES), Matheus Penido Loureiro (UFES), Ricardo Mello (UFES), Camilo Arturo Rodriguez Diaz (UFES), Anselmo Frizera Neto (UFES)</p>	
<p>TuA2.4 - 108</p> <p>11:00 – 11:20</p>	<p>Estudio Preliminar de Exergames para Rehabilitación de Mano - Antebrazo</p> <p>Andrés Cela Rosero (Escuela Politécnica Nacional), Alberto Jardón Huete (Universidad Carlos III de Madrid)</p>	
<p>TuA2.5 - 97</p> <p>11:20 – 11:40</p>	<p>Virtual Reality Serious Game Design for Upper Limb Rehabilitation: Assessment of Motor Function and Physiology</p> <p>Juan D. Abril (Instituto Politecnico Nacional), Eduardo Castillo (Instituto Politecnico Nacional), Oscar I. Caldas (Universidad Militar Nueva Granada), Mauricio Felipe Mauledoux (Universidad Militar Nueva Granada), Oscar F. Avilés (Universidad Militar Nueva Granada)</p>	

TuB1	Auditorium Jorge Caron	Tuesday (November 21) 14:00 - 15:40
Sensor Applications		
Chair: Samuel Lourenço Nogueira (UFSCar)		
TuB1.1 - 56 14:00 – 14:20	<p>Low-Cost Polymeric Optical Fiber Sensor for Physiological Measurement</p> <p>María Fernanda Gaitán-Padilla (UFES), Maria José Pontes (UFES), Maxwell E. Monteiro (IFES), Carlos Cifuentes (UWE Bristol), Camilo Arturo Rodriguez Diaz (UFES)</p>	
TuB1.2 - 83 14:20 – 14:40	<p>Sistema Vestível para Monitoramento da Atividade Física</p> <p>Jonathan Campo Jaimes (EESC/USP), Gabriel Wolschick de Oliveira (EESC/USP), Adriano A. G. Siqueira (EESC/USP)</p>	
TuB1.3 - 28 14:40 - 15:00	<p>Modelos Virtuais Aplicados em Testes de Normas para Cadeira de Rodas</p> <p>Giovanni Acordi Costa (Universidade de Caxias do Sul), Carlos Alberto Costa (Universidade de Caxias do Sul),</p>	
TuB1.4 - 75 15:00 – 15:20	<p>Sensor de Fibra Óptica Polimérica para Monitoramento de Velocidade de Onda de Pulso</p> <p>Weliton Marques Ribeiro dos Santos (UFES), Maria José Pontes (UFES), Paulo F. C. Antunes (Universidade de Aveiro), Cátia S. J. Leitão (Universidade de Aveiro), Camilo Arturo Rodriguez Diaz (UFES)</p>	
TuB1.5 - 90 15:20 – 15:40	<p>Classificação Computacional de Atividades Diárias com Membros Superiores em Rede Neural de Reconhecimento de Padrões Utilizando Sensores Inerciais</p> <p>Paulo Matheus Girardi (UFSCar), Edson Hernandes Francelino (EESC/USP), Simone Garcia de Oliveira (UFSCar), Marco Henrique Terra (EESC/USP), Thiago Luiz Russo (UFSCar), Samuel Lourenço Nogueira (UFSCar)</p>	

TuB2	Auditorium Luiz Gastão de Castro Lima	Tuesday (November 21) 14:00 - 15:40
Special Session - MYOREHAB Consortium		
Chairs: Leonardo Elias (UNICAMP), Andrés Úbeda (University of Alicante)		
TuB2.1 - 20 14:00 – 14:20	Monitoring and Delivering Personalized Hand Neurorehabilitation Through Virtual Activities Controlled by the Neural Drive (MYOREHAB) Alessandro Del Vecchio (University of Erlangen-Nuremberg), Leonardo Elias (UNICAMP), Carina Marconi Germer (UFPE), Jose Carlos Rangel (Universidad Tecnológica de Panamá), Andrés Úbeda (University of Alicante)	
TuB2.2 - 25 14:20 – 14:40	Upper Limb Rehabilitation with a Collaborative Robotic Platform Carmen Ivonne Arreola Castillo (Universidad de Monterrey), Mariana Elizalde Cano (Universidad de Monterrey), Irma Nayeli Angulo Sherman (Universidad de Monterrey), José Luis Ramón Carretero (Universidad de Alicante), Gabriel García (Universidad de Alicante), Andrés Úbeda (University of Alicante), Carlos A. Jara (University of Alicante)	
TuB1.3 - 79 14:40 – 15:00	Serious Game for Center-Out Rehabilitation Exercises on the Upper Limb Nuria González Hernani (University of Alicante), Jose Carlos Rangel (Universidad Tecnológica de Panamá), Andrés Úbeda (University of Alicante), Gabriel J. García (Universidad de Alicante)	
TuB2.4 - 89 15:00 – 15:20	Brainn-Controlled Functional Electrical Stimulation for Lower Limb Motor Rehabilitation after Stroke – Pilot Study Thifany Ketuli Silva de Souza (Universidade Federal de Pernambuco), Anelise Russo Praciano (Reintegrar Saúde), Karla Campos (Reintegrar Saúde), Elivandja Santos Vila Nova (Reintegrar Saúde), Rebeca Rodrigues (Reintegrar Saúde), Renata Estela de M. R. Russo (Reintegrar Saúde), Karine Pugliesi de Paiva (Reintegrar Saúde), Carina Marconi Germer (Universidade Federal de Pernambuco)	
TuB2.5 - 100 15:20 – 15:40	Simultaneous and Proportional Control of a 3D-Printed Prosthetic Hand Through a Wearable Multiprocessor System for Recording and Processing High-Density Surface Myoelectric Signals Ricardo Gonçalves Molinari (UNICAMP), Luan M. Rizzetto (UNICAMP), Carlos Eduardo Mendes (UNICAMP), Éder Sócrates Najar Lopes (UNICAMP), André Luiz Jardini Munhoz (UNICAMP), Leonardo Elias (UNICAMP)	

Coffee-break	Spring Hall	Tuesday (November 21) 15:40 - 16:10
--------------	-------------	--



TuPI2	Auditorium Jorge Caron	Tuesday (November 21) 16:10 - 17:10
-------	------------------------	--

Chair: Eduardo Rocon (CSIC - Consejo Superior de Investigaciones Científicas)

Advances in Non-Invasive Motor Neuroprosthetics
and Neuromodulation Systems

Fernando Brunetti (Universidad Católica "Nuestra Señora de la Asunción",
Paraguay)

In recent years, several robotic solutions have been proposed in the field of motor rehabilitation and compensation. Some of them are designed for laboratory settings, while others are developed for ambulatory scenarios, aimed at activities of daily living and unstructured environments. More recent approaches have combined different technologies and areas of knowledge to address the individual challenges or limitations of each. Neurorobotics is developed at the boundaries of neuroscience and traditional robotics, benefiting from technologies such as muscle electrostimulation or brain-machine interfaces to modulate motor behavior and thus develop more natural, effective, and efficient solutions. In this talk, we will present the latest advances in non-invasive motor neuroprosthetic technologies and how they integrate with brain-machine interfaces to configure neuromodulation systems for rehabilitation or compensation purposes.

Device Demonstration	Spring Hall	Tuesday (November 21) 17:10 - 18:00
----------------------	-------------	--

Banquet Alcoholic beverages not included	El Cardal Restaurant (https://www.elcardal.com.br/)	Tuesday (November 21) 20:00 - 23:00
--	---	--



WePI1	Auditorium Jorge Caron	Wednesday (November 22) 8:00 - 9:00
Chair: Anselmo Frizera Neto (Universidade Federal do Espírito Santo)		
Neuroengineering and Assistive Technologies		
Edgard Morya (Instituto Internacional de Neurociências Edmond e Lily Safra)		
<p>Neuroengineering is rapidly evolving, and its applications in assistive technology and rehabilitation are having a significant impact on the lives of individuals with neurological impairments. Continued research and development in this area have the potential to revolutionize the way we approach neurological disorders and injuries. Assistive technologies and rehabilitation are closely linked, as technology plays an essential role in the rehabilitation process. Innovative assistive technologies such as brain-computer interfaces, exoskeleton, neuromodulation are being developed to facilitate neural control of movement and improve motor function in individuals with neurological injuries or disorders. These technologies are designed to aid in movement, communication, and daily living activities, and can significantly improve the quality of life for people with disabilities.</p>		
Coffee-break	Spring Hall	Wednesday (November 22) 9:00 - 10:00

WeP1	Spring Hall	Wednesday (November 22) 9:00 - 10:00
Poster Session III		
Chair: Eddy Krueger (Universidade Estadual de Londrina)		
WeP1.1 - 33 9:00 - 10:00	<p>Biomarcadores Neuromecánicos Para Cuantificar la Gravedad de la Enfermedad de Parkinson Utilizando Sensores Vestibulares (NEUROMARK)</p> <p>Adriana Torres-Pardo (Instituto Cajal/CSIC - UPM), Víctor Navarro-López (Universidad Rey Juan Carlos), Diego Fernández-Vázquez (Universidad Rey Juan Carlos), Marina Algaba Vidoy (CSIC), Sara Ruiz-Diez (CSIC), Jorge Gómez-García (CSIC), Juan C. Moreno (CSIC), Francisco Grandas (Hospital General Universitario Gregorio Marañón), Maria Carratalá-Tejada (Universidad Rey Juan Carlos), Francisco Molina-Rueda (Universidad Rey Juan Carlos), Diego Torricelli (CSIC)</p>	
WeP1.2 - 37 9:00 - 10:00	<p>Projeto e Modelagem de Sistema de uma Prótese de Mão Utilizando Microcontroladores da Família STM32 com Controle de Força e Feedback da Força</p> <p>Christian da Rocha Iardino (UNICAMP), Ludmila Correa de Alkmin e Silva (UNICAMP)</p>	
WeP1.3 - 47 9:00 - 10:00	<p>Pocket Electrostimulation System Based on EMG for Biofeedback Applications</p> <p>Augusto Inafuco (UTFPR), Thiago Simões Dias (UTFPR), Daniel Prado Campos (UTFPR), José Jair Alves Mendes Junior (UTFPR)</p>	
WeP1.4 - 72 9:00 - 10:00	<p>Feasibility of an Open-Source Myoelectric-Triggered Robotic Orthosis for Hand Grip in Tetraplegia</p> <p>Eddy Krueger (UEL), Larissa Sartori (UEL), Joyce Karla Machado da Silva (UENP), Paulo Broniera Junior (Instituto SENAI), José Jair Alves Mendes Junior (UTFPR), Daniel Prado Campos (UTFPR)</p>	
WeP1.5 - 76 9:00 - 10:00	<p>Implementación de un Dispositivo Electrónico y Biomédico para la Detección de Presiones Plantares en Pacientes con Pie Diabético</p> <p>Luis Rodriguez Cheu (Escuela Colombiana de Ingeniería Julio Garavito), Simón Alejandro Rubiano Franco (Todopie)</p>	
WeP1.6 - 92 9:00 - 10:00	<p>Mecanismos de Acionamento para Protótipo de Exoesqueleto por Cópia de Movimento Contralateral</p> <p>Gisele Paiva (UFSCar), Katylin Rainara Cunha de Meira (UFSCar), Rafael Vidal Aroca (UFSCar), Marcos Tan Endo (UFSCar), Mariano Eduardo Moreno (UFSCar), Flavia Aparecida Santos Barbosa (UFSCar)</p>	

WeP1.7 - 102 9:00 - 10:00	<p>Atualização de Prótese Mioelétrica Utilizando Técnicas de Modelagem 3D e Manufatura Aditiva</p> <p>Luan Monteiro Rizzetto (UNICAMP), André Luiz Jardini Munhoz (UNICAMP), Ricardo Gonçalves Molinari (UNICAMP), Leonardo Elias (UNICAMP), Éder Sócrates Najjar Lopes (UNICAMP)</p>
WeP1.8 - 69 9:00 - 10:00	<p>Controle de Dispositivos HI D via WEB API</p> <p>Amos Rodrigues Martins Junior (Pontifícia Universidade Católica do Paraná), Percy Nohama (Pontifícia Universidade Católica do Paraná)</p>

WeA1	Auditorium Jorge Caron	Wednesday (November 22) 10:00 - 11:40
Advanced Technologies for Mobility		
Chair: Flávia de Souza Bastos (Universidade Federal de Juiz de Fora)		
WeA1.1 - 54 10:00 - 10:20	<p>EKF-SLAM Baseado em Landmarks Naturais e Artificiais a ser Aplicado em uma Cadeira de Rodas Inteligente</p> <p>César Bastos da Silva (UNICAMP), Felipe Augusto Oliveira Mota (UNICAMP), Victor Ferman (UNICAMP), Eric Rohmer (UNICAMP)</p>	
WeA1.2 - 19 10:20 - 10:40	<p>Tecnologias 3D no Auxílio de Motorização de Carros de Passeio para Crianças com Deficiência em Mobilidade</p> <p>Ewerson dos Santos Rodrigues (Universidade Federal de Juiz de Fora), Rodrigo de Oliveira Dias (Universidade Federal de Juiz de Fora), Flávia de Souza Bastos (Universidade Federal de Juiz de Fora)</p>	
WeA1.3 - 21 10:40 - 11:00	<p>Controle de Velocidade Automático Aplicado em Carrinhos de Passeio Motorizados Para Crianças com Deficiência em Mobilidade</p> <p>Rodrigo de Oliveira Dias (Universidade Federal de Juiz de Fora), Exuperry Barros Costa (Universidade Federal de Juiz de Fora), Flávia de Souza Bastos (Universidade Federal de Juiz de Fora)</p>	
WeA1.4 - 42 11:00 - 11:20	<p>Simulação Computacional de Equipamento de Cadeira de Rodas para Inclusão e Mobilidade Usando Elementos Finitos</p> <p>Joan O'Connor (INT), Cristiane Silva (INT), Wellington Fernandes (INT), Claudio Santos (INT), Marcos Henrique Garamvolgyi e Silva (INT), M. de J. Monteiro (INT), Carla Patricia Guimarães (INT)</p>	
WeA1.5 - 52 11:20 - 11:40	<p>Propuesta de un Sistema Multimodal de Comando de una Silla de Ruedas Robótica Utilizando Tres Técnicas de Control: Joystick, Eye Tracker y EEG-SSVEP</p> <p>Hamilton Rivera-Flor (UFES), Cristian Guerrero-Mendez (UFES), Ricardo Mello (UFES), Denis Delisle-Rodriguez (IIN - ELS), Teodiano Freire Bastos Filho (UFES)</p>	

WeA2	Auditorium Luiz Gastão de Castro Lima	Wednesday (November 22) 10:00 - 11:40
Lower and Upper Limbs Rehabilitation		
Chair: Caroline do Espírito Santo (Instituto Internacional de Neurociências Edmond e Lily Safra)		
WeA2.1 - 78 10:00 – 10:20	<p>Generador Tridimensional de Patrones para Robots de Rehabilitación de la Marcha</p> <p>Pablo Romero-Sorozabal (CSIC), Gabriel Delgado-Oleas (CSIC), Álvaro Gutiérrez (CSIC), Eduardo Rocon (CSIC)</p>	
WeA2.2 - 43 10:20 – 10:40	<p>Promoviendo los Mecanismos Neuroplásticos con una Nueva Terapia Robótica de Neuro-Rehabilitación de la Marcha: el Proyecto NIMBLE</p> <p>Noemi González Lois (Instituto Cajal/CSIC), Antonio J. del-Ama (Universidad Rey Juan Carlos), Susana Borrromeo López (Universidad Rey Juan Carlos), Josep Maria Font-Llagunes (Universitat Politècnica de Catalunya), Filippo Maceratesi (Universitat Politècnica de Catalunya), Cristina Gómez-Pérez (Universitat Politècnica de Catalunya), Ángel Gil-Agudo (Hospital Nacional de Paraplégicos), Diana Herrera-Valenzuela (Hospital Nacional de Paraplégicos), Jesus Tornero (Center for Clinical Neuroscience), Clara Beatriz Sanz-Morère (CSIC), Laura Lopes Teixeira (Hospital Los Madroños), Diego Torricelli (CSIC), Juan Moreno (CSIC)</p>	
WeA2.3 - 46 10:40 – 11:00	<p>Assistive Robotics: Development of a Robotic Arm For Rehabilitation in Patients with Hemiparesis</p> <p>Victor Barros Coch (FURG), Mateus Borges de Oliveira Pinto (FURG), Kelli Moraes (FURG), Gustavo Machado (FURG), Vinicius Menezes de Oliveira (FURG)</p>	
WeA2.4 - 48 11:00 – 11:20	<p>Adecuación de la Intensidad al Entrenamiento de Miembro Superior con el Robot Humanoide Robic: un Caso de Estudio en Edad Infantil Peditrica.</p> <p>Miriam Salas Monedero (Hospital Nacional de Paraplégicos), Elisa López-Dolado (Hospital Nacional de Paraplégicos), Yolanda Pérez Borrego (Hospital Nacional de Paraplégicos), Ángel Gil-Agudo (Hospital Nacional de Paraplégicos), José Carlos Pulido Pascual (Inrobics Social Robotics), Víctor Cereijo Herranz (Inrobics Social Robotics), Fuensanta García (Inrobics Social Robotics), Ana de los Reyes Guzmán (Hospital Nacional de Paraplégicos)</p>	
WeA2.5 - 104 11:20 – 11:40	<p>Proposta de um Sistema para Reabilitação de Membros Superiores Combinando Imagética Motora, Jogo Sério com Imersão Virtual e Estimulação Elétrica Funcional</p> <p>André Felipe Correia de Oliveira (IIN -ELS), Alex Batista da Costa (IIN -ELS), Thayse Albuquerque (IIN -ELS), Fábio Ricardo de Oliveira Galvão (IIN -ELS), Caroline do Espírito Santo (IIN -ELS), André Felipe Oliveira de Azevedo Dantas (IIN -ELS), Denis Delisle-Rodriguez (IIN -ELS)</p>	
WeA2.6 - 51 11:40 – 12:00	<p>Modeling and Simulation of Omnidirectional Mobile Robots for Applications in Gait Learning</p> <p>Victor Barros Coch (FURG), Vinicius M. Oliveira (FURG), Leonardo S. Correa (FURG), Mateus Borges de Oliveira Pinto (FURG)</p>	



WeRT1	Auditorium Jorge Caron	Wednesday (November 22) 14:00 - 15:30
Chair: José Maria Azorin (Universidad Miguel Hernandez de Elche)		
José Maria Azorin (Universidad Miguel Hernandez de Elche) Teodiano Bastos (Universidade Federal do Espírito Santo) Andrés Úbeda (University of Alicante)		

Awarda and Closing Ceremony	Auditorium Jorge Caron	Wednesday (November 22) 15:30 - 16:00
-----------------------------	------------------------	--

AITADIS Meeting	Auditorium Jorge Caron	Wednesday (November 22) 16:00 - 17:00
-----------------	------------------------	--

Chair: José Maria Azorin (Universidad Miguel Hernandez de Elche)		
--	--	--

Nomenclature

Mo - Monday

Tu - Tuesday

We - Wednesday

A - Morning (10:00 - 11:40)

B - Afternoon (14:00 - 15:40)

C - Afternoon (16:40 - 18:40)

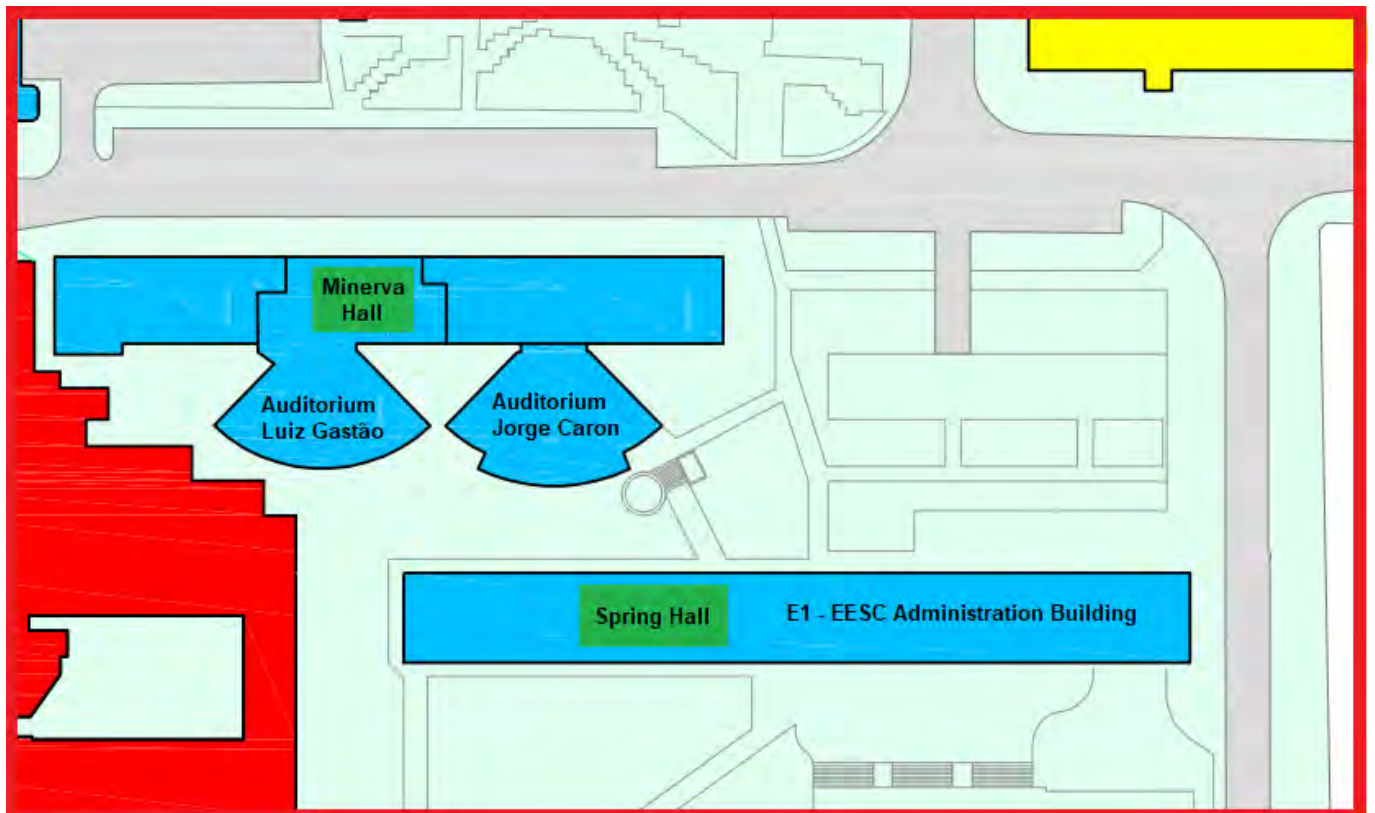
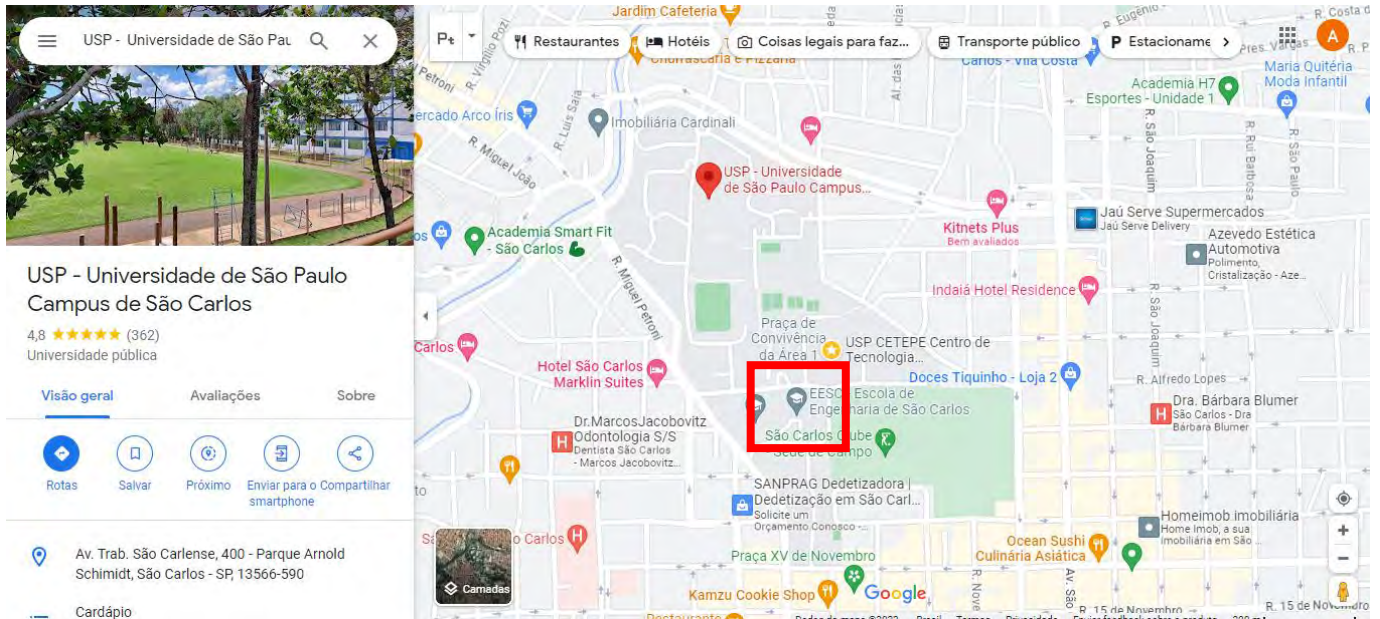


P - Poster

PI - Plenary

RT - Round Table

Localização das Salas



A SIMULATION APPROACH FOR THE STUDY OF INTERACTION BETWEEN HUMAN AND KNEE ACTIVE ORTHOSIS

Denis Mosconi^a, Melkzedekue Moreira^b, Adriano A. G. Siqueira^c

^a Federal Institute of São Paulo, Brazil, denis.mosconi@ifsp.edu.br

^b University of São Paulo, Brazil, melkzedekue@usp.br

^c University of São Paulo, Brazil, siqueira@sc.usp.br

Abstract: *The objective of this work was to use computer simulation to understand the interaction between a human and an active knee orthosis during the execution of a flexion-extension movement for knee rehabilitation. The human was modeled as having a weakness in the knee and the orthosis was modeled as active-assistive. The results showed that the orthosis was able to apply a complementary torque, helping the individual to perform the desired movement as a healthy person. The next steps of this work are to compare the torques and muscle activations between the model with weakness and the model representing a healthy person.*

Key words: *Biomechanical simulation, human-orthosis interaction model, OpenSim*

1. Introduction

The largest and perhaps the most complex joint of the human body is the knee. Bearing most of the body weight, such a joint is essential for the movement of the lower limbs, such as walking, sit-to-stand and climbing stairs. Thus, when an accident or stroke compromises knee mobility, rehabilitation therapy becomes immensely necessary to recover as best as possible the patient quality of life [4]. Among the various exercises available for knee rehabilitation, flexion-extension is one of the most recommended [1]. Such an exercise, performed initially with the patient in a seated position, assists in strengthening, regaining range of motion and joint stability [5]. The use of robots in rehabilitation, such as exoskeletons and active orthoses, has been well accepted, proving to be an effective, flexible and safe alternative for a quick recovery of the patient [3].

The purpose of this work was to use computational simulation to study the interaction between a patient with knee weakness and an active orthosis during the flexion-extension exercise for knee rehabilitation. Understanding this interaction allows the development of more effective controls and protocols, making the results obtained with the robotic rehabilitation even better.

2. Methodology

In this work the *MocoStudy* and *MocoTrack* functions from the *OpenSim Moco* [2] were used to perform the simulations. The *MocoStudy* was used to determine the trajectory for the flexion-extension movement that a healthy subject should to perform. For this, a predictive simulation was conducted with an optimization routine determining the trajectory between the initial-intermediary-final points of the movement (Fig. 1a). The initial and final points of the movement are the pose with the knee flexed while the intermediary point is the pose with the knee extended (Fig. 2a). The cost function to be minimized in the optimization routine is expressed by Equation 1 and is related to the sum of absolute values of muscle activations.

$$J = \frac{1}{d} \int_{t_i}^{t_f} \sum_{c \in C} w_c |u_c(t)|^\rho dt \quad (1)$$

Where d is the displacement of the system, C is the set of muscle activations, w_c is the weight for control c , $u_c(t)$ is the muscle activation and $\rho = 2$ is the exponent.

The *MocoTrack* was used to evaluate the interaction between a human-orthosis model. This model (Fig. 1b) represents a human with knee weakness wearing a knee orthosis modeled as active-assistive, that is, helping the subject to perform the movement. *MocoTrack* uses as reference the optimal trajectory determined by *MocoStudy*, and then performs a tracking simulation with the aforementioned model. Its output is the movement performed by the model (which is expected to be as close as possible to the optimal one obtained with *MocoStudy*), the muscle activations and joint torques required to perform such movement.

To simulate weakness, we added a constraint to the simulation, limiting muscle activations to a maximum of 0.1, so with reduced activation levels, the muscles were not able to produce all the contractile force as well as the resulting torque needed to perform the movement.

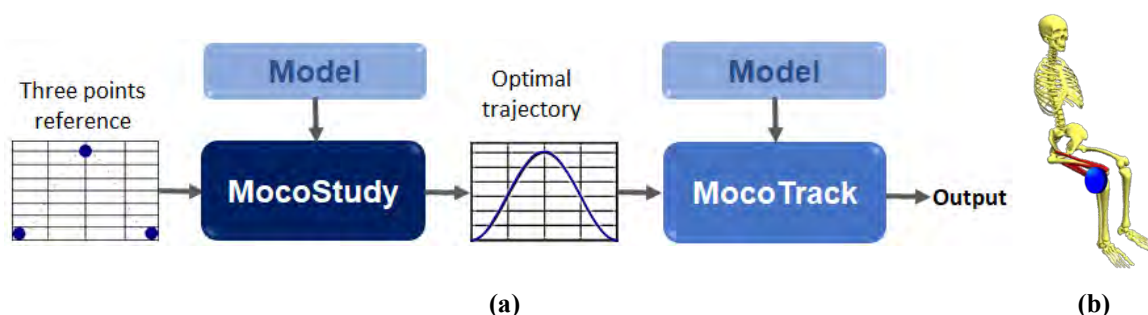


Figure 1 – The *MocoStudy* determines the trajectory that serves as reference for the *MocoTrack* (a), the human-orthosis interaction model, based on the gait2392 neuromusculoskeletal model from *OpenSim*, the blue disc on the right knee indicates the orthosis actuator and the red lines are the muscles (b)

The muscles considered in the model are (Fig. 2b): rectus femoris (RF), vastus lateralis (VL), vastus medialis (VM), biceps femoris long head (BF) and semitendinosus (SM).

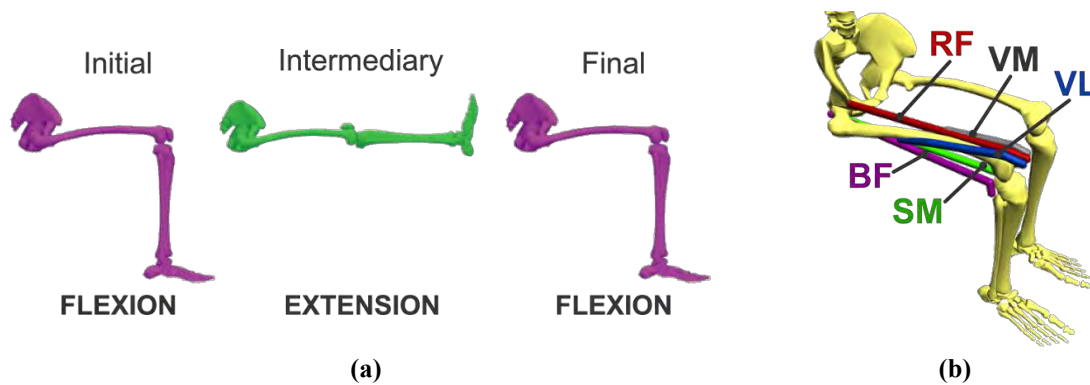


Figure 2 – The initial, intermediary and final points of the movement (a) and the muscles considered (b)

The simulations were performed on a computer with Intel®Core™i7-10510U 2.30 GHz processor, 20 GB of RAM, 2.00 GB dedicated video card, 512 GB SSD PCIe 3.0 x2 NVMe (M.2 2280) and Windows 10 Pro 64 bits. The OpenSim Moco version 4.0 and the MATLAB R2017b were the platforms where the developments and simulations took place.

3. Results and Discussion

Observing the Figure 3a it is possible to notice that the human-orthosis model followed the reference trajectory very well, with insignificant deviations. The torques on the knee from both the muscle strength of the individual (*User*) and the active orthosis (*Exo*) are shown in Figure 3b. The sum of these torques results in the *Total* torque (which is equivalent to the torque developed by a healthy individual), also illustrated in the figure. The orthosis provided a compensatory torque, helping the model to execute the movement when it could not do it on its own, due to weakness in the knee that imposed a torque limitation.

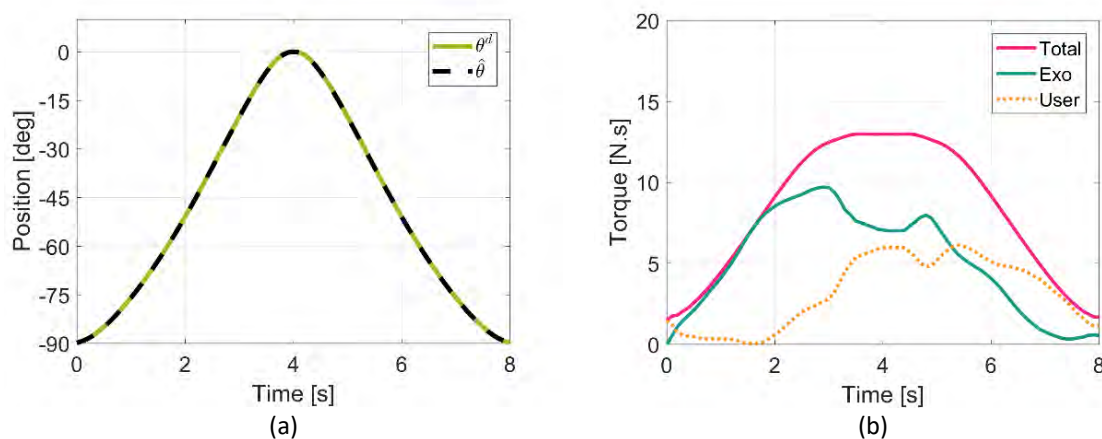


Figure 3 – Knee angular position (a) and torques (b) obtained with the simulations. θ^d is the reference (equivalent to a movement performed by a healthy person) and $\hat{\theta}$ is the movement performed by the model.

A comparison between the muscle activations for a healthy person (also obtained from simulations with MocoTrack) and for the model with knee weakness is shown in Figure 4. It is possible to see that for the weakened model the activations were not greater than 0.1, due to the restriction imposed, whereas for a healthy person, the activations exceeded this limit, especially for the extensors that sometimes act as accelerators, sometimes as brakes.

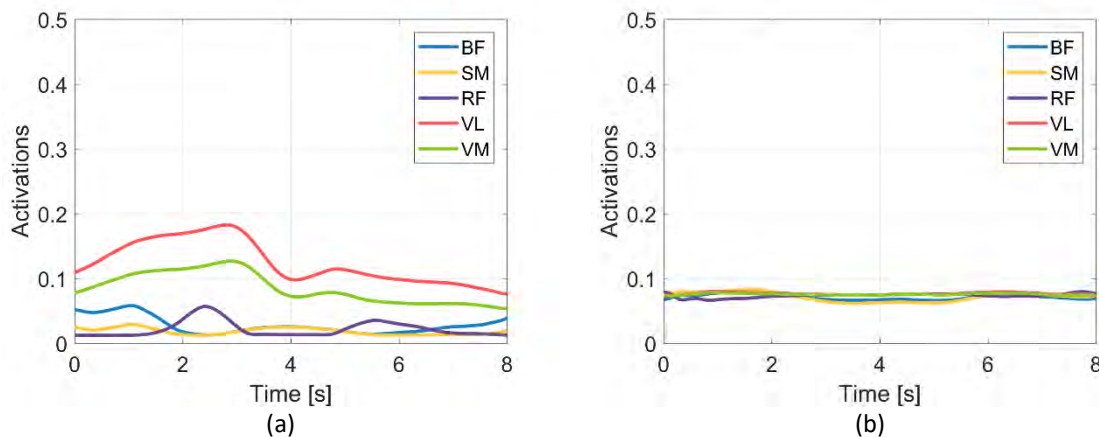


Figure 4 – Muscle activations during the knee flexion-extension movement for a healthy person (a) and the subject with knee weakness modeled in this work (b)

3. Conclusions

Using the MocoStudy and MocoTrack from the software OpenSim Moco it was possible to determine a possible trajectory for the knee flexion-extension movement that a healthy person could perform. Furthermore, it was possible to determine the necessary torque that an active orthosis should apply to help a patient with knee weakness perform such movement as a healthy person.

For future work, we intend to extend our simulations to the gait movement.

4. References

- [1] Akdogan E, Taçgin, E, Adli M A. Knee rehabilitation using an intelligent robotic system. *Journal of Intelligent Manufacturing*, 2009, 20(2), p. 195-202.
- [2] Dembia C L, Bianco N A, Falisse A, Hichs J L, Delp S L. OpenSim Moco: Musculoskeletal optimal control. *PLOS Computational Biology*, 2020, 16(2), p. 1-25.
- [3] Esquenazi A, Talaty M. Robotics for lower limb rehabilitation. *Physical Medicine and Rehabilitation Clinics of North America*, 2019, 30, p.385-397.
- [4] McGinty G, Irrgang J J, Pezzullo D. Biomechanical considerations for rehabilitation of the knee. *Clinical Biomechanics*, 2000, 15(3), p.160-166.
- [5] Shelbourne K D, Biggs A, Gray T. Deconditioned knee: The effectiveness of a rehabilitation program that restores normal knee motion to improve symptoms and function. *N Am J Sports Phys Ther*, 2007, 2(2), p.81-89.

AN ELECTROMYOGRAPHIC ANALYSIS OF THE HUMAN-ACTIVE KNEE ORTHOSIS INTERACTION

Denis Mosconi¹, José Y. Moreno², Adriano Siqueira³

¹ Federal Institute of São Paulo, Brazil, denis.mosconi@ifsp.edu.br

² University of São Paulo, Brazil, yecidmoreno@usp.br

³ University of São Paulo, Brazil, siqueira@sc.usp.br

Abstract: *The purpose of this work was to perform an electromyographic analysis of a human wearing an active-assistive knee orthosis and performing movements of knee flexion-extension, in order to check how their interaction happens. An experiment was conducted with a subject performing the movements with and without orthosis. The results allowed us to conclude that, although the movement performed with the orthosis was closer to what was desired, there was an increase in the levels of muscle activation.*

Keywords *Knee rehabilitation, active orthosis, surface electromyography*

1. Introduction

Walking, jumping, sit-to-stand and climbing stairs are common tasks in human life and to be done well, they all depend on the knee: a synovial joint that is the largest and more complex in human body. Thus, when such a joint is affected by damage caused by trauma, neuromotor disease or other type of intercurrent, the motor skills of the lower limbs are compromised. In this cases, in order to restore as best as possible the knee motor, rehabilitation therapy becomes essential [5].

In recent decades, a type of resource that has been increasingly used in rehabilitation therapies are robotic assistive devices. Such robots allow for data storage, performance of a large type of exercises with accurate repetition, long time routine rehabilitation, reduction of workload and cost of treatment [7]. A concern that rehabilitation engineers and therapists must have when using robots is about the human-machine interaction, which must take place in order to guarantee the safety and efficacy of the therapy. It is possible to evaluate the interaction through electromyographic analysis that allows assessing how the orthosis influences muscle activations and recruitment, as well as analysis of the impact on movement performance [4].

The objective of this work was to perform an electromyographic analysis of a person wearing an active knee orthosis (AKO) and performing knee flexion and extension (F&E) movements, in order to check how their interaction happens. The results obtained were compared with those of the same individual performing the movement without orthosis. Thus, the following questions were answered: **Are the muscular activations reduced when using the AKO? Are there any changes in the muscle recruitment pattern when using AKO? and Is the movement affected by the AKO?**

Through this study it is possible to have a better understanding of the human-AKO interaction, and thus to develop more effective controls and rehabilitation protocols for knee rehabilitation.

2. Methodology

An experimental procedure with an able-bodied human subject (male, 1.75 m tall, 64.6 kg, 30 years old) was conducted. To this, the subject was stimulated to perform movements of knee flexion and extension, in a seated position, according to a sinusoidal trajectory presented on a computer screen. The amplitude of the trajectory is 0° (flexion) to 70° (extension) and the period is 10 seconds. The experiment was divided in two stages: **Stage 1** with the individual not wearing the orthosis (in this work referred as *bare mode*) and **Stage 2** with the human wearing an active knee orthosis that was configured for active-assistive mode, that is, helping the user to perform the movement. Nine repetitions were performed for each stage of the experiment, totaling a time of 90 seconds.

The active knee orthosis (AKO) used in this experiment is from the exoskeleton developed by [3] and called *ExoTAO*. Such a robot is a modular lightweight lower limbs exoskeleton, with a tubular structure and six free independent joints that allow hip, knee and ankle movements in the sagittal plane. The modular characteristic of the robot allows it to be used to treat one or more joints of the human body in an independent manner (i.e. only the right knee joint, as is the case in this work).

The active knee orthosis was attached to the subject with Velcro[®] straps and a custom shoe fixed on the exoskeleton (Fig. 1a). This was made in order to ensure stability and avoid joints misalignment. The knee joint of the AKO is actuated by a rotary series elastic actuator developed by [2].

An impedance control was used to put the orthosis in the active-assistive mode. The Equation (1) depicts such a control law, where τ_R is the orthosis torque, θ^d is the reference to be tracked (the sinusoidal trajectory mentioned above), θ is the knee angle measured with inertial measurement sensors, K_R is the robot virtual stiffness (20 N.m/rad in this case), B_R is the robot virtual damp and $\dot{\theta}$ is the measured angular velocity.

$$\tau_R = (\theta^d - \theta)K_R - B_R\dot{\theta} \quad (1)$$

The knee angular position and velocity were measured using three Xsens MTw Awinda Wireless Inertial Measurement Units (IMUs) whose signals were acquired at 100 Hz and processed with ReRobApp [6]. One IMU was placed on the thigh and two on the shank, using double-sided tape. It was considered that the knee positions of both the orthosis and the user were the same.

To determine the muscles activity a surface electromyography (sEMG) was conducted with a Trigno Wireless EMG System (Delsys Inc., Natic, MA, USA). Five muscles were considered in this experiment: the knee extensors rectus femoris (RM), vastus lateralis (VL), vastus medialis (VM) and the knee flexors biceps femoris (BF) and semitendinosus (ST). The individual skin was prepared and the electrodes were placed according the SENIAM instructions [1]. To normalize the EMG data to % of maximum voluntary contraction (%MVC) a procedure was conducted with the subject performing isometric contraction against a manual resistance. The EMG signals were sampled at a frequency of 2 kHz in a computer with the Delsys EMGworks Software. After, the data were processed with MATLAB (The MathWorks, Inc; Natick, MA, USA): first the DC bias was eliminated by subtracting from the signal its moving average with a 50 ms window, then rectification, low-pass filtration (2nd order butterworth with a 2 Hz cut-off) and normalization (division of the processed signal by the mean value of the MVC) were performed.

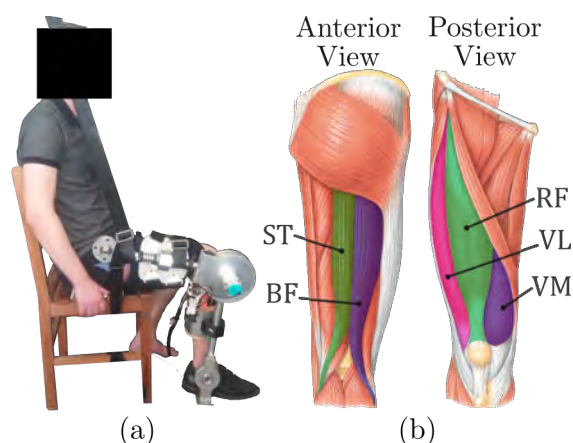


Figure 1. User wearing the active knee orthosis from ExoTAO (a) and leg muscles analyzed (b)

from the thigh and two on the shank, using double-sided tape. It was considered that the knee positions of both the orthosis and the user were the same.

3. Results and Discussions

The results obtained in stage 1 of the experiment, with the user without orthosis, are shown in Figure 2a, while the results obtained in stage 2, with the user assisted by the orthosis, are shown in Figure 2b. First, the results of each stage are discussed separately, in order to verify how the movement and muscular activations were changed (or maintained) during each stage of the movement. This type of analysis allows us to verify if the user changes its behavior, orthosis dependency and muscular activity during the experiment. After, a comparison between the results obtained in each stage is carried out, allowing us to verify the influence of the orthosis on the user. As mentioned in the Section 2, each stage of the experiment was composed by 9 cycles of 10 seconds, the vertical gray lines in the graphs divide each cycle.

3.1 Knee Flexion-Extension Without Orthosis

Observing the knee angle of the subject performing flexion and extension without orthosis (Fig. 2a), it is possible to notice that in the first four cycles there is an asynchrony between the movement performed by the user and the reference. The subject reaches the point of maximum extension before 50% of the cycle, which denotes a higher than desired velocity in the leg ascent. Although the flexion phase is also not in synchrony with the reference for these first four cycles, it occupies a greater time of each cycle ($>50\%$ of the cycle), which indicates confirms the fact that the lowering velocity of the leg (flexion) was greater than that of ascent (extension).

In cycles 5 to 7 there is greater synchronization of the movement performed in relation to the reference to be tracked, however both the valleys and the peaks of the executed are above the desired, indicating that there was not a complete flexion and that the extension was beyond the desired one. In the eighth cycle there is again the presence of asynchrony. The user executed the movement closest to the reference in the ninth cycle only.

Regarding muscle activity, the extensors showed higher levels of activation in cycles 4 to 6, when the greatest knee extension occurs. In this case, the VM and VL muscles showed greater activations than the RF, with the VM reaching 40 %MVC and the VL reaching 50 %MVC. In the other cycles, RF showed higher activation levels than VM and VL. In addition, it is noted that the VM and VL muscles are more sensitive to the movement performed, this can be verified by observing cycles 7 to 9 that present a gradual reduction in peaks of maximum knee extension, the same occurs with the peaks of VM and VL activation. RF, on the other hand, shows some constancy in the form of activation, with a peak around 20 %MVC.

The flexors showed low levels of activation ($<5\%$ MVC), which is expected, since gravity helps in the movement of knee flexion.

3.2 Knee Flexion-Extension With Orthosis

Observing the knee angle of the subject performing flexion and extension assisted by the orthosis (Fig. 2b), it is possible to notice that in the first two cycles there is an asynchrony (as well as in the ninth cycle) while in the others cycles (3-8) there is a certain synchrony between the movement performed by the user and the reference. In all the cycles the user performed an extension beyond the desired, however all the maximum flexion were as the reference. The asynchronicity of cycles 1 and 2 is characterized by a higher velocity of extension in relation to flexion.

To perform the interpretation of muscle activations, one must first understand the torque applied by the orthosis: positive torque is extension while negative torque is flexion. Without the action of gravity and muscles, for the given reference the orthosis should apply positive torque during the first

50% of each cycle and negative torque for the remainder. However, due to the action of gravity (still without considering the action of the muscles), the orthosis must apply positive torque even in flexion in order to control and stabilize the movement.

The RF muscle showed low levels of activation in all cycles, while the VM and VL showed activation peaks at various times. Such peaks are due to the fact that the user performs an extension beyond the desired, and as the movement is generally synchronized, there are acceleration peaks during the its performance, resulting in various activation peaks.

Most of the time, the orthosis applies torques that aim to synchronize the movement with the reference, mainly in the first three cycles. From the fourth cycle onwards, the user takes more advantage of the assistance from the orthosis, which can be proven by observing the increasing torque peaks from the fourth cycle onwards and the decreasing maximum activation levels for the VM and VL .

As for the flexors, they presented smaller activations than the extensors, due to the natural help of gravity in the flexion, with the ST muscle showing greater activity than the BF.

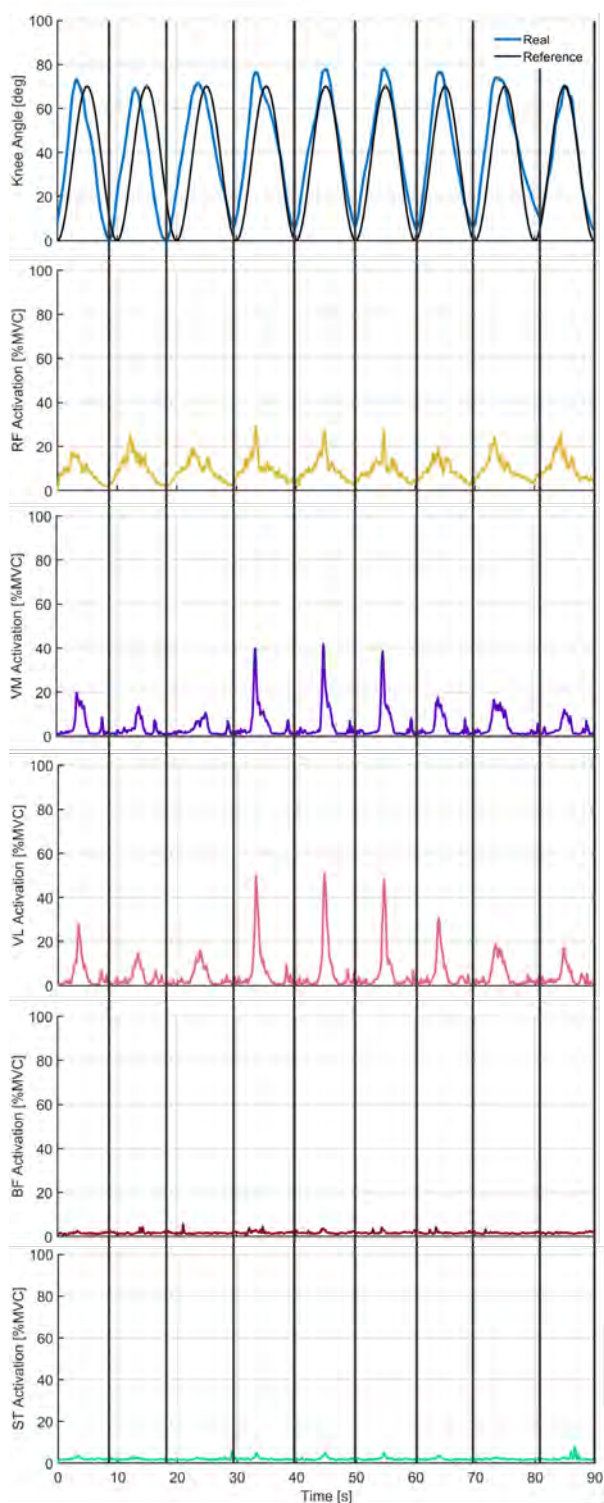
3.3 Comparing Assisted and Not-assisted Knee Flexion-Extension

Comparing the movements performed in stages 1 and 2 of the experiment, it is noted that the assistance of the orthosis caused greater synchronicity between the executed and the reference. Flexion amplitude was also increased, but extension was greater than desired in all cycles with the orthosis.

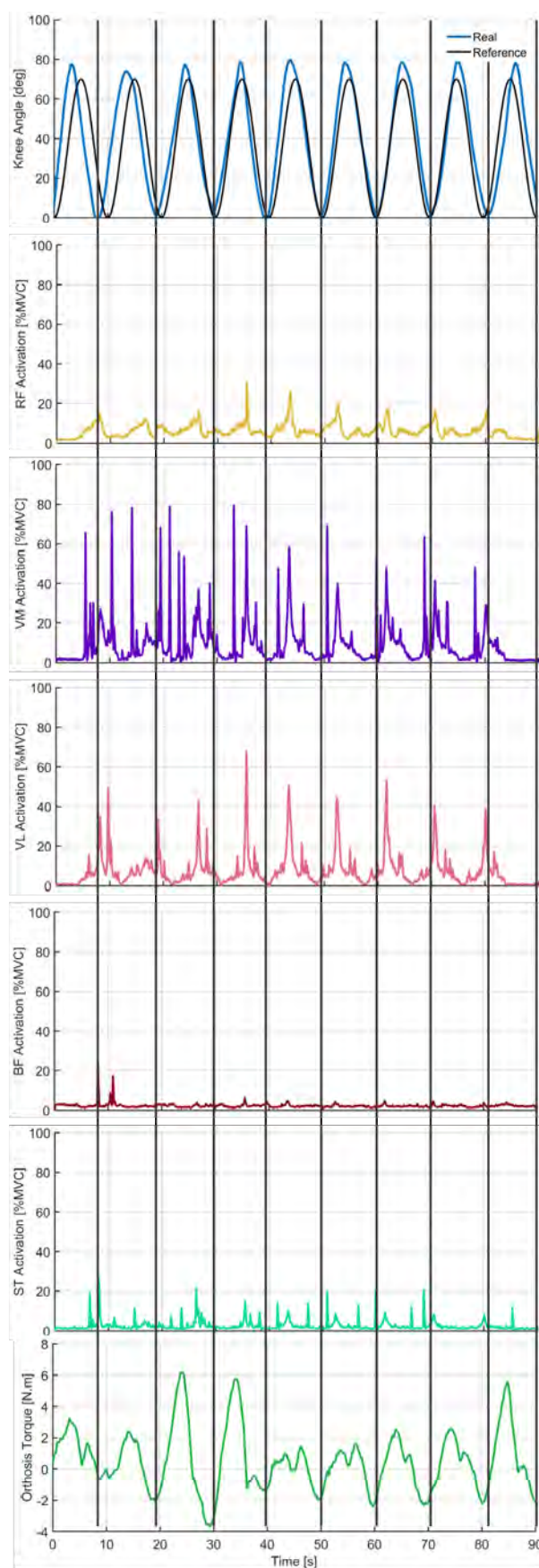
As for the muscle activations of the extensors, when using the orthosis, there was a significant increase in their levels, especially in the VM, which reached 80 %MVC. It was expected that with the assistance of the orthosis, muscle activations would decrease, since the user would have to make less effort, however, this is not what is observed. One of the possibilities is the fact that the use of the orthosis is unusual for the subject, so, instead of taking advantage of the aid of the device, the user tries to make compensations. Perhaps with some training sessions, the subject may be able to better understand the assistance provided by the orthosis, taking better advantage of it. It was observed that there is a change in the muscle recruitment pattern: for the bare mode the VL was more recruited than the VM, while for the assisted mode, the opposite happened.

As for the flexors, in both cases these muscles showed lower activations than the extensors, but here again the use of the orthosis resulted in an increase in their levels, especially in the ST, which jumped from <5 %MVC to 20 %MVC in some moments.

Responding to the questions posed in Section 1. **Are the muscular activations reduced when using the AKO?** Not, there are a considerable augmentation in the activations levels. **Are there any changes in the muscle recruitment pattern when using AKO?** Yes, without orthosis VL is more recruited than VM, with orthosis the opposite occurs. **Is the movement affected by the AKO?** Yes, with the orthosis the movement performed is closer to the desired trajectory, since without orthosis assistance the root mean square (RMS) error is 15.6 degrees, while with orthosis the RMS errors is 14.1 degrees.



(a)



(b)

Figura 2. Results obtained with the experiment carried out with the subject bare (a) and assisted by the orthosis (b)

4. Conclusions

With this work we concluded that although the movement performed with the orthosis was closer to what was desired, it provoked an increase in the levels of muscle activation.

For future work, it is intended to carry out a training routine for the user wearing the orthosis, and then run new tests in order to verify whether the results obtained here persist or whether there is the possibility of reducing muscle activations with the orthosis, as well as improving the execution of the movement.

In addition, the work was carried out with a healthy individual, in order to verify the human-orthosis interaction without the influence of pathological factors. In the future, it is intended to carry out experiments with individuals with some motor impairment related to the knee, and compare the results in order to verify similarities and disparities between both situations.

Acknowledgment

This work is supported by Pro-Rectorry 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 2019/05937-7. This study was approved by the Ethics Committee of the Federal University of São Carlos (Number 26054813.1.0000.5504).

References

- [1] Biomedical Health and Research Program of the European Union. SENIAM - Surface ElectroMyoGraphy for the Non-Invasive Assessment of Muscles.
- [2] W. M. dos Santos, G. A. P. Caurin, and A. A. G. Siqueira. Design and control of an active knee orthosis driven by a rotary series elastic actuator. *Control Engineering Practice*, 58:307–318, 2017.
- [3] Wilian M. dos Santos, Samuel L. Nogueira, Gustavo C. de Oliveira, Guido G. Pena, and Adriano A. G. Siqueira. Design and evaluation of a modular lower limb exoskeleton for rehabilitation. In *2017 International Conference on Rehabilitation Robotics (ICORR)*, volume 2017, pages 447–451, London, England, jul 2017. IEEE.
- [4] Siamak Aghajani Fesharaki, Farzam Farahmand, Hassan Saeedi, Seyed Ahmad Raeissadat, Ehsan Abdollahy, Amir Ahmadi, and Nader Maroufi. The effects of knee orthosis with two degrees of freedom joint design on gait and sit-to-stand task in patients with medial knee osteoarthritis. *Sultan Qaboos University Medical Journal [SQUMJ]*, 20(4):e324–331, dec 2020.
- [5] Gerald McGinty, James J Irrgang, and Dave Pezzullo. Biomechanical considerations for rehabilitation of the knee. *Clinical Biomechanics*, 15(3):160–166, 2000.
- [6] Jose Y. Moreno, Felix M. Escalante, Thiago Boaventura, Marco H. Terra, and Adriano A.G. Siqueira. ReRobApp: A modular and open-source software framework for robotic rehabilitation and human-robot interaction. In *2022 9th IEEE RAS/EMBS International Conference for Biomedical Robotics and Biomechatronics (BioRob)*. IEEE, aug 2022.
- [7] R. Wilmart, E. Garone, and B. Innocenti. The use of robotics devices in knee rehabilitation: a critical review. *Muscle Ligaments and Tendons Journal*, 09(01):21, mar 2019.

MARCO OPERATIVO PARA UNA REHABILITACION ROBOTICA DE LA MARCHA CON EXOESQUELETOS.

Manuel Bayón- Calatayud ^a, Angel Gil- Agudo ^b.

- a- **Facultativo Especialista de Area.**
Servicio de Rehabilitacion y Medicina Fisica.
Hospital Universitario Central de Asturias (HUCA)-SESPA- España.
E-Mail: manuelraimundo.bayon@sespa.es

- b- **Jefe de Servicio de Rehabilitacion y Medicina Fisica.**
Hospital Nacional de Paraplejicos de Toledo-SESCAM- España.
E-Mail: amgila@sescam.jccm.es

Resumen:

Los exoesqueletos robóticos para los miembros inferiores son dispositivos tecnológicos que facilitan un entrenamiento intensivo, repetitivo, y controlado de la marcha, aportando una valoración objetiva y cuantitativa de los parámetros de la misma. Suponen una alternativa frente a la rehabilitación de la marcha con ortesis tradicionales, mejorando parámetros espaciotemporales, y reduciendo la sobrecarga de los terapeutas. Actualmente la rehabilitación de la marcha con exoesqueletos aun esta poco extendida en el ámbito hospitalario.

El objetivo de este trabajo es definir un marco operativo de trabajo que oriente al clínico a la hora de implementar esta clase de terapia en pacientes con daño cerebral y lesión medular.

Palabras clave: Exoesqueleto, Marcha, Miembro inferior, Rehabilitación.

1. Introducción

La rehabilitación de la marcha con exoesqueletos se basa en la aplicación de dispositivos electromecánicos, automáticos, y programables, con la finalidad de asistir, compensar o restaurar la pérdida de la capacidad de deambulación.

Con respecto a las ortesis de marcha tradicionales, el entrenamiento con exoesqueletos *wearable* en pacientes con lesión medular y daño cerebral, mejora parámetros espaciotemporales de la marcha optimizando el consumo de oxígeno y el gasto energético durante la misma [1-2]. A pesar de ello, su implantación en entornos clínicos aún resulta limitada debido, no solo a los costes del dispositivo, sino también a la ausencia de protocolos formalmente consensuados sobre el método más óptimo de rehabilitación a seguir.

El objetivo de este trabajo es definir un marco operativo que oriente al clínico en cuanto a la indicación de esta terapia, selección de los pacientes, tipo de dispositivo y protocolo mas adecuado de entrenamiento a implementar.

2. Desarrollo

Revisión del estado del arte de la utilización de exoesqueletos para la rehabilitación de la marcha en pacientes con lesión medular y daño cerebral adquirido..

2.3 Método

Búsqueda bibliográfica de los estudios más relevantes, ensayos clínicos y revisiones sistemáticas, publicados sobre el tema en los últimos diez años (2012- 2022) en la base de datos PubMed. Se han utilizado los siguientes términos de búsqueda:

“exoskeleton/exoesqueleto” o “robotic/robot”, y “gait training/ entrenamiento marcha”, “lower limb/miembro inferior”, y “ rehabilitation/ rehabilitación”.

Se han incluido estudios que cumplieran los siguientes criterios : 1) Utilización de exoesqueletos portables o *wearable*, 2) Pacientes con lesión medular o daño cerebral adquirido, 3) Informe de protocolos de entrenamiento aplicados y sus resultados.

2.4 Resultados

El rango de edad de los pacientes con lesión medular sometidos a rehabilitación robótica de la marcha con exoesqueleto variaba, en los estudios revisados, entre 19-71 años. Más del 70 % de ellos eran pacientes crónicos que presentaban lesiones motoras incompletas (ASIA C y D). Los niveles neurológicos de lesión más frecuentemente hallados fueron torácicos T4-T12 (80%), cervicales C3-C8 (12%), y sacros (8%) [3-12]. Algunos protocolos de entrenamiento de la marcha con diversos tipos de exoesqueletos se muestran en la Tabla 1.

Por otra parte, los pacientes con daño cerebral adquirido, hemiplejia o hemiparesia severa, que siguieron rehabilitación de la marcha con exoesqueleto, eran no deambulantes o deambulantes con gran ayuda física de 1-2 personas. Tenían un rango de edad entre 50-71 años, y la mayoría eran subagudos o crónicos (1,2- 75 meses post-lesión). Los protocolos de entrenamiento que siguieron fueron, en su mayoría, 3-5 sesiones semanales de 30-60 minutos, con una duración del tratamiento muy variable (entre 10 días y 10 semanas), aunque en el 54 % de ellos fué de 3-8 semanas [13-14].

Tabla 1. *Protocolos de entrenamiento con exoesqueletos en lesión medular.*

Exoesqueleto	Estudio Autor, Año	Numero de Participantes	Sesiones	Frecuencia (Sesiones/Semana)	Duración Sesiones (min.)
Ekso [®]	Baunsgaard et al, 2018	14	24	3	60
	Edwards et al. 2022	6	36	3	30
	Evans et al. 2021	8	72	3	60
	Hong et al. 2020	14	36	3	60-90
Rewalk [®]	Khan et al. 2019	3	45	3-4	60
	Esquenazi et al. 2012	12	24	3	60-90
Exo H2 [®]	Gil-Agudo et al. 2020	8	15	3	20
Hal [®]	Okawara et al. 2020	10	20	2-5	60

Respecto a los programas de ejercicios, en una revisión de 187 trabajos publicados [15], los ejercicios más frecuentemente incluidos en el protocolo de entrenamiento con exoesqueleto fueron los siguientes: marcha en terreno llano (121 artículos), marcha en cinta rodante (53 artículos), transferencia sedestación-bipedestación-sedestación (22 artículos), carga en bipedestación (19 artículos), subir-bajar escalera (13 artículos), caminar en rampa o pendiente (10 artículos), hacer giros (4 artículos) evitar obstáculos (2 artículos), marcha atrás (1 artículo).

Las escalas de evaluación más frecuentemente utilizadas para medir los resultados fueron las siguientes : Escala modificada de Ashworth (MAS) para la espasticidad, test de Berg y test de control de tronco para el equilibrio, *Timed up and Go* (TUG), *6-minute walking test* (6mWT) y *10-meter walking test*, para la capacidad de movilidad funcional, la medición de la distancia recorrida y la velocidad de marcha respectivamente, y finalmente la escala de Borg modificada para categorizar la fatiga física [15] .

2.5 Discussión

En la mayoría de estudios revisados el inicio más precoz del entrenamiento se sitúa en la fase subaguda-crónica del proceso (6 semanas a 3 meses post-lesión). Son necesarios mas estudios sobre la eficacia y tolerancia de esta terapia en fases más agudas.

En términos de edad la mayoría de los pacientes entrenados no superan los 70 años, a pesar de la alta prevalencia de daño cerebral adquirido o lesión medular de etiología degenerativa en edad geriátrica.

Los resultados muestran una menor frecuencia de tratamiento en pacientes con tetraplejia, quizás por la menor utilización de exoesqueletos autoequilibrados que liberan de la necesidad de mantener la fuerza en los miembros superiores.

Pocos protocolos incluyen ejercicios funcionales de marcha (escalera, rampa, marcha atrás, giros, esquivar obstáculos). Esto podría deberse a factores como las características del exoesqueleto o de los propios pacientes, la interacción con el exoesqueleto, o la capacidad de aprendizaje de los ejercicios.

Aunque existe un amplio consenso sobre los instrumentos de medida para valorar la capacidad de marcha con exoesqueleto, la independencia funcional en actividades de la vida diaria o la repercusión sobre la calidad de vida, a menudo no resultan evaluadas.

3. Conclusión

La rehabilitación de la marcha con exoesqueletos actualmente no se encuentra suficientemente incorporada en el ámbito hospitalario. Para facilitar su implantación, aparte de reducir su coste, el desarrollo futuro de los dispositivos debería avanzar hacia una mayor portabilidad, con actuadores ligeros que, a distancia y englobados en marcos flexibles, proporcionen fuerza y equilibración al paciente, sin restringir o interferir rígidamente con la biomecánica articular.

Por otra parte no existe una guía operativa clínica formalmente consensuada y compartida entre los especialistas. Futuros estudios se deberían centrar en definir, de la forma más precisa posible, los pacientes candidatos para cada tipo de dispositivo, según sus déficits, y establecer los parámetros de entrenamiento que resulten más beneficiosos para una efectiva recuperación funcional de la marcha.

4. Referencias

- [1] Duddy, D., Doherty R., Connolly J., McNally S., Loughrey J., & Faulkner, M. (2021). The effects of powered exoskeleton gait training on cardiovascular function and gait performance: A systematic review. *Sensors*, 21:3207. <http://doi.org/10.3390/s21093207>.
- [2] Kwon S.H., Lee B.S., Lee H.J., Kim E.J., Lee J.A., Yang S.P., et al. (2020). Energy efficiency and patient satisfaction of gait with knee-ankle-foot-orthosis and robot (Rewalk)-assisted gait in patients with spinal cord injury. *Annals of Rehabilitation Medicine*, 44(2):131-141.
- [3] Rodriguez-Tapia G., Doumas I., Lejeune T., & Previnaire J.G. (2022). Wearable powered exoskeletons for gait training in tetraplegia: a systematic review on feasibility, safety, and potential health benefits. *Acta Neurologica Belgica*, <https://doi.org/10.1007/s13760-022-02011-1>.
- [4] Rodriguez-Fernandez A., Lobo-Prat J., & Font-Llagunes J.M. (2021). Systematic review on wearable lower-limb exoskeletons for gait training in neuromuscular impairments. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 18(1):22. Doi:10.1186/s12984-021-00815-5.
- [5] Baunsgaard C.B., Nissen U.V., Brust A.K., Frotzler A., Ribeill C., Kalke Y.B., et al. (2018). Gait training after spinal cord injury: safety, feasibility and gait function following 8 weeks of training with the exoskeletons from Ekso bionics. *Spinal Cord*, 56(2):106-116.
- [6] Khan A.S., Livingstone D.C., Hurd C.L., Ducherer J., Misiaszek J.E., Gorassini M.A. et al. (2019). Retraining walking over ground in a powered exoskeleton after spinal cord injury: a prospective cohort study to examine functional gains and neuroplasticity. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 16:145. <http://doi.org/10.1186/s12984-019-0585-x>.
- [7] Gil-Agudo A., del Ama-Espinosa A.J., Lozano-Berrio V., Fernández-Lopez A., Megía Garcia-Carpintero A., Benito-Peñalva J., et al.(2020). Terapia Robótica con el exoesqueleto H2 en la rehabilitación de la marcha en pacientes con lesión medular incompleta. Una experiencia clínica. *Rehabilitación (Madr)*, 54(2):87-95.
- [8] 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 and Rehabilitation Medicine*, 91(11):911-921.

- [9] Okawara H., Sawada T., Matsubayashi K., Sugai K., Tsuji O., Nagoshi N., et al. (2020). Gait ability required to achieve therapeutic effect in gait and balance function with the voluntary driven exoskeleton in patients with chronic spinal cord injury: a clinical study. *Spinal Cord* 58(5):520-527.
- [10] E. Hong E., Gorman P.H., Forrest G.F., Asselin P.K., Knezevic S., Scott W., et al. (2020). Mobility skills with exoskeletal-assisted walking in persons with SCI: results from a three center randomized clinical trial. *Frontiers in Robotics and AI*, 7:93, <http://doi.org//10.3389/frobt.2020.00093>.
- [11] Edwards D.J., Forrest G., Cortes M., Weightman M.M., Sadowsky C., Chang S.H., et al. (2022). Walking improvement in chronic incomplete spinal cord injury with exoskeleton robotic gait training (WISE): a randomized controlled trial. *Spinal Cord* 60(6):522-532.
- [12] Evans R.W., Shackleton C.L., West S., Derman W., Laurie Rauch H.G., Baalbergen E., et al. (2021). Robotic locomotor training leads to cardiovascular changes in individuals with incomplete spinal cord injury over a 24-week rehabilitation period: a randomized controlled pilot study. *Archives of Physical and Rehabilitation Medicine*, 102(8):1447-1456.
- [13] Hsu T-H., Tsai C-L., Chi J-Y., Hsu C-Y., & Lin Y-N. (2023). Effect of wearable exoskeleton on post-stroke gait: A systematic review and meta-analysis. *Annals of Physical and rehabilitation Medicine*, 66(1): 101674.[doi:10.1016/j.rehab.2022.101674](https://doi.org/10.1016/j.rehab.2022.101674).
- [14] Nolan K.J., Karunakaran K.K., Chervin K., Monfett M.R., Bapineedu R.K., Jasey N.N., et al. (2020). Robotic exoskeleton gait training during acute stroke inpatient Rehabilitation. *Frontiers in Neurorobotics* 14:581815.[doi:10.3389/fnbot.2020.581815](https://doi.org/10.3389/fnbot.2020.581815).
- [15] Pinto-Fernandez D., Torricelli D., Sanchez-Villamañan M.C., Aller F., Mombaur K., Conti R., Vitiello N., Moreno J.C., & Pons J.L. (2020). Performance evaluation of lower limb exoskeletons: A systematic review. *Transactions on neural systems and Rehabilitation engineering*, 28(7):1573-1583.

TESTE DE USABILIDADE EM CONTEXTO PARA UM MAPA TÁTIL SONORO NO CENTRO CULTURAL LOUIS BRAILLE

Victor Mendes de Freitas Silva

Universidade Estadual de Campinas, Brasil, vic.mendes16@gmail.com

João Vilhete Viegas D'Abreu

Universidade Estadual de Campinas, Brasil, jvilhete@unicamp.br

Resumo: O Mapa Tátil Sonoro (MTS) é um dispositivo de tecnologia assistiva desenvolvido no Núcleo de Informática Aplicada à Educação (NIED-UNICAMP), que objetiva auxiliar pessoas com deficiência visual a se localizar espacialmente e obter noções volumétricas e arquitetônicas sobre o ambiente ao seu redor por meio de dois sentidos: tato e audição. Ele é composto por duas partes: um mapa físico com representações impressas em 3D de locais e ruas referenciados no ambiente; e um aplicativo para smartphone, chamado SmartMTS, também desenvolvido no NIED, que emite por áudio informações sobre os locais utilizando tecnologia de Comunicação por Campo Próximo, ou Near Field Communication (NFC). Com a construção de um novo protótipo do MTS para o Centro Cultural Louis Braille (CCLB – Campinas, SP), este projeto tem como objetivo pesquisar a viabilidade de se utilizar este conceito de mapa realizando um teste de usabilidade em contexto com pessoas do CCLB e aplicar um questionário de satisfação quantificado pelo método de Escala de Usabilidade de Sistema – *System Usability Scale* (SUS).

Palavras-chave: Mapa Tátil, Acessibilidade, Inclusão.

Abstract: *The Sound Tactile Map (MTS) is an assistive technology device developed at the Core of Informatics Applied to Education (NIED-UNICAMP), which aims to help people with visual impairment to locate spatially and obtain volumetric and architectural notions about the environment around them using only two senses: touch and hearing. It consists of two parts: a physical map with 3D printed representations of locations and streets referenced in the environment; and a smartphone application, called SmartMTS, also developed at NIED, which broadcasts audio information about the locations using Near Field Communication (NFC) technology. With the construction of a new MTS prototype for the Centro Cultural Louis Braille (CCLB - Campinas, SP), this project aims to research the feasibility of using this map concept by performing a usability test in context with people from CCLB and applying a satisfaction questionnaire quantified by the System Usability Scale (SUS) method.*

Keywords: Tactile Map, Accessibility, Inclusion.

1. Introdução

O Mapa Tátil Sonoro (MTS) é um projeto científico de desenvolvimento e implementação de tecnologias assistivas para pessoas com deficiência visual, visando construir um instrumento de orientação espacial capaz de fornecer a este público informações cartográficas satisfatórias para que estes possam se deslocar de forma segura e independente em ambientes urbanos [1],[2],[3]. A presente pesquisa objetiva estudar o grau de usabilidade deste instrumento junto ao seu público-alvo, obtido através de um teste de usabilidade – experimentação do protótipo – e um questionário de satisfação de uso, seguindo o método abaixo.

2. Método

Este projeto é dividido em três etapas:

- 1) A primeira etapa do projeto foi a finalização o novo protótipo do MTS para o CCLB. Isto consistiu em montar a parte física do mapa (*hardware*) e atualizar o aplicativo SmartMTS (*software*).
- 2) Após finalizada a construção do protótipo, este foi levado ao CCLB para a realização do teste de usabilidade. Para o teste, foi colocado diante do usuário o MTS e um smartphone com o aplicativo SmartMTS, e este realizou a tarefa de utilizar o tato para identificar a representação 3D dos ambientes e o smartphone para se informar sobre o local de interesse.
- 3) A última etapa se dá pela aplicação de um questionário abordando as impressões de uso do equipamento. O método utilizado para quantificar o nível de satisfação pelo usuário é baseado no *System Usability Scale* (SUS), ou Escala de Usabilidade de Sistema [4].

3. Resultados

3.1. Construção Do Novo Mapa Tátil Sonoro – Centro Cultural Louis Braille

3.1.1. Construção Do Mapa Físico (*hardware*)

A construção da parte física do MTS se inicia selecionando uma imagem que represente os arredores do local selecionado e imprimi-lo em lona, para então fixá-lo em uma base sólida – uma placa de 1m x 1m de madeira MDF. Em seguida, selecionou-se os dez locais considerados mais relevantes da área escolhida para serem representados em 3D – peças com formatos padronizados de 30mm x 30mm x 8mm, com exceção de duas lojas e um parque, que contêm um formato próprio e mais facilmente

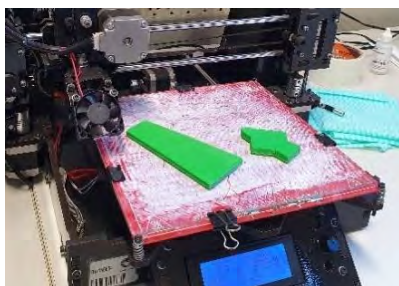


Figura 1 – Representação 3D do parque arborizado

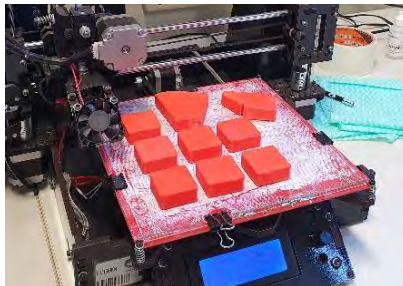


Figura 2 – Representação 3D das localidades da área ao redor do CCLB

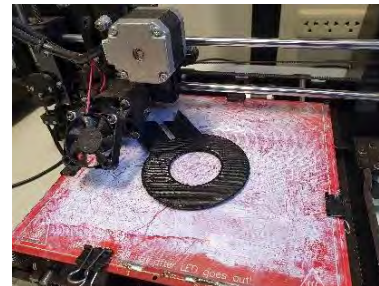


Figura 3 – Representação 3D das ruas que interligam os locais representados

distinguível (Figuras 1 e 2). Além disso, as vias que interligam os locais também foram representadas em alto relevo (Figura 3). Em posse de todas as peças em 3D, a etapa que se sucedeu foi realizar o acabamento das impressões – suavização das texturas com o processo de lixamento e limpeza das superfícies – e fixá-las ao mapa físico. Por último, para que haja a comunicação com smartphones, fixou-se sobre cada peça do mapa os adesivos (*tags*) contendo as antenas da tecnologia de comunicação NFC¹.



Figura 4 – Mapa Tátil Sonoro do Centro Cultural Louis Braille

Assim, finalizou-se a construção do hardware do MTS - CCLB (Figura 4). A única peça amarela do mapa foi utilizada para destacar o CCLB às pessoas que possuam visão parcial ou visão completa, facilitando sua distinção dos demais locais representados.

3.1.2. Atualização Do Aplicativo SmartMTS (*software*)

A segunda parte do MTS (*software*) é um aplicativo para smartphone chamado SmartMTS [4]. Este app, que é patenteado junto a Inova Unicamp, Processo n°: BR512019002305-6, com certificado de registro de programa de computador, é uma *Propriedade Intelectual* de inventores do Nied. Para receber uma descrição sonora, basta o usuário aproximar seu celular com o aplicativo nele instalado da tag fixada na peça de interesse, mesmo que o *app* não esteja aberto no aparelho (Figura 5). A tela do celular exibirá a imagem do local descrito, acessível para pessoas baixa visão.

A atualização do app consiste primeiramente em inserir nas novas *tags* o rótulo que nomeie o local representado. Após a rotulagem, o código fonte do *software* SmartMTS é modificado para conter as informações das novas localidades: imagem do local e áudio com o seu respectivo nome. Finalizando, portanto, a etapa de inserção dos dados do novo MTS.



Figura 5 – Utilização do SmartMTS

3.2. Questionário de Usabilidade

Objetivando quantificar a satisfação dos voluntários ao se utilizar o MTS - CCLB, foi elaborado um questionário baseado no *System Usability Scale* (SUS). O método original se baseia em numerar, em uma escala de 0 a 100, o nível de usabilidade de um determinado sistema a partir do nível de concordância

¹ A tecnologia NFC (*Near Field Communication*) é uma norma de comunicação entre dispositivos eletrônicos implementada em etiquetas de Identificação Passiva por Radiofrequência (RFID) [6]. O RFID, por sua vez, é uma etiqueta eletrônica passiva, que é energizada por indução magnética. Uma vez energizada, ela emite sua informação por radiofrequência para o dispositivo indutor – neste caso, o smartphone –, que é decodificada pelo aparelho, finalizando a comunicação.

1. Você gostaria de utilizar este sistema com frequência?
2. O que você achou ao usar o celular se comunicando com o Mapa Tátil ao mesmo tempo?
3. Você sentiu confiança para usar o mapa?
4. Você acha que precisaria da ajuda de outra pessoa para usar este MTS?
5. Você pensa que as pessoas aprenderiam a utilizar este mapa rapidamente?
6. Você precisou aprender muita coisa antes de usar o MTS ou bastou uma explicação rápida sobre este instrumento?

Figura 6 - Questionário de Usabilidade

com 10 afirmações, em escala Likert [5], sobre diferentes aspectos de usabilidade. Este método foi adaptado visando promover a acessibilidade, pois foi aplicado a pessoas com deficiência visual de diversificada faixa etária e escolaridade. Desta forma, o questionário foi reduzido a seis questões em linguagem acessível para obter as impressões dos voluntários (Figura 6). A partir de suas respostas, pôde-se mensurar o nível de satisfação de uso a partir do seguinte cálculo: sendo R_n o nível de concordância à afirmação n , com $1 \leq n \leq 6$ e $1 \leq R_n \leq 5$, – posto que 1 = Discordo totalmente; 2 = Discordo Parcialmente; 3 = Não Concordo Nem Discordo; 4 = Concordo Parcialmente; 5 = Concordo Totalmente – a pontuação SUS (P) é determinada por:

$$P = \left((R_1 + R_3 + R_5 - 3) + (15 - (R_2 + R_4 + R_6)) \right) * 4,167$$

Os níveis de concordância ímpares ($R_{n_{\text{ímpar}}}$) representam os aspectos positivos sobre o equipamento, enquanto os pares ($R_{n_{\text{par}}}$) correspondem às questões negativas. Por fim, para cada pessoa haverá uma escala de usabilidade compreendida no intervalo $0 \leq P \leq 100$.

3.3. Testes de Usabilidade e Análise dos Resultados

A pesquisa aqui apresentada, por conter experimentação com seres humanos, foi submetida e aprovada pelo comitê de ética CHS/UNICAMP (CAAE: 64311922.5.0000.8142). No total, foram coletadas as opiniões de nove voluntários a respeito do MTS-CCLB, uma amostra diversificada em termos de idade (entre 24 e 72 anos), escolaridade, grau e ocorrência da deficiência visual, de acordo com as distribuições abaixo (Gráficos 1, 2 e 3). Após apresentação e experimentação do MTS pelas pessoas voluntárias, foi aplicado, em forma de entrevista, o questionário de usabilidade.

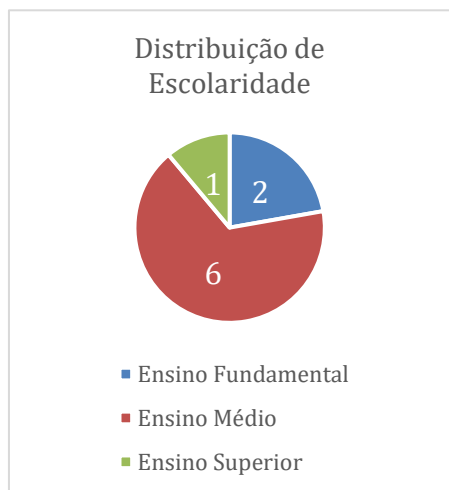


Gráfico 1 - Distribuição de escolaridade

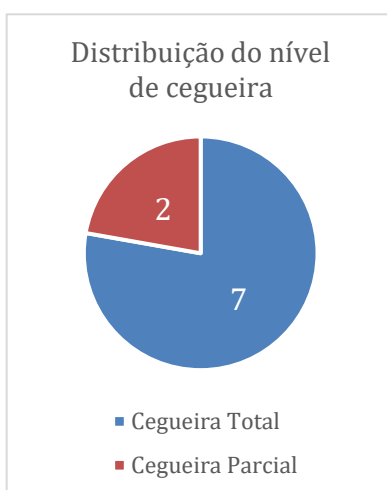


Gráfico 2 - Distribuição do nível de cegueira

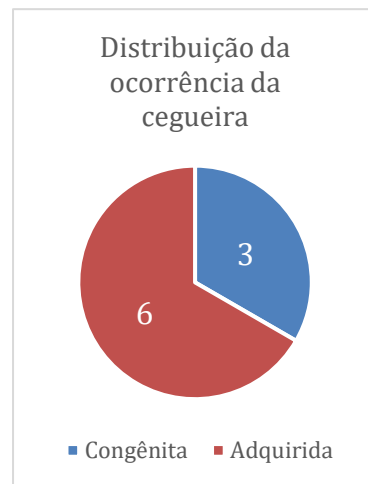


Gráfico 3 - Distribuição da ocorrência da cegueira

O diagrama de caixa (*boxplot*) da distribuição das pontuações SUS obtidas pode ser visto ao lado (Gráfico 4). Nele, é possível observar que o MTS-CCLB obteve média 73,1/100 em escala de usabilidade, além de duas notas máximas 100, uma mínima de 41,7 e mediana de 70,8. Do gráfico, observa-se que 75% dos usuários avaliam o MTS acima de 56,3 em escala de usabilidade, valor acima da média, onde o produto pode ser considerado aceitável para o uso [7]. Do espaço amostral completo, ainda conclui-se que 50% veem uma escala de usabilidade superior a 70,8, e o último quarto o avalia acima de 91,7 pontos, valores correspondentes a “bom” e “ótimo”, respectivamente.

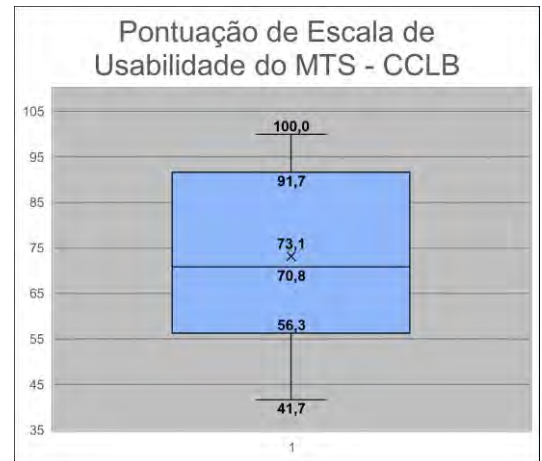


Gráfico 4 - Diagrama de caixa da pontuação SUS do MTS-CCLB

Outra análise importante a se realizar, visando a melhoria do MTS em aspectos específicos, é o grau de concordância médio que cada afirmação do questionário SUS obteve. Para a melhor compreensão gráfica do resultado, os cálculos médios foram modificados de modo que, para todas as afirmações, quanto mais próximo R_n estiver de 5, melhor foi o desempenho do aspecto abordado pela afirmação n . Assim, o

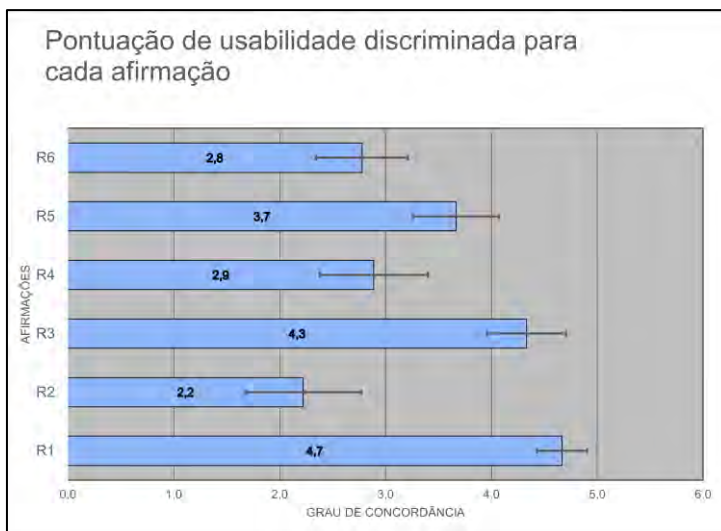


Gráfico 5 - Pontuação de usabilidade discriminada para cada afirmação do questionário SUS

Gráfico 5 nos mostra as pontuações médias juntamente com as suas margens de Erro Padrão – que equivale a razão do desvio padrão dos resultados pela raiz quadrada do número de amostras. Nele, é possível observar que a afirmação 1, a respeito da vontade do usuário utilizar o mapa com frequência, obteve a maior pontuação, empatado estatisticamente com a afirmação 3, sobre o nível de confiança da pessoa para utilizar o sistema no seu dia a dia. Esta afirmação, por sua vez, se aproxima

no limite inferior de sua margem de erro à quinta frase apresentada, que aborda a facilidade de aprendizado de uso do equipamento por outras pessoas. Estes três aspectos nos revelam que as pessoas têm alta probabilidade de utilizar o MTS no seu dia a dia e confiar na sua linguagem cartográfica e multissensorial para obterem informações úteis no seu deslocamento, além de acharem acessível a compreensão do uso do mapa por terceiros. Já as afirmações com pior desempenho (6, 4 e 2) nos dizem que a utilização do mapa tátil juntamente com o smartphone contém um grau de complexidade considerado alto, algo que deve ser especialmente observado no momento de apresentar o equipamento a um novo usuário, pois este precisará de suporte de outras pessoas no primeiro período de uso. Por fim, perguntou-se, de modo geral,

a facilidade de uso do MTS-CCLB (Gráfico 6). Este resultado nos mostra que todos os usuários consideraram o sistema no mínimo “regular”, demonstrando não só sua aprovação quanto ao uso do equipamento tátil como também a sua opinião a respeito da iniciativa do projeto MTS como um todo.

4. Conclusões

Ao final da construção do novo protótipo, dos testes de usabilidade e análise dos resultados, pode-se concluir que o Mapa Tátil Sonoro se prova como uma tecnologia assistiva promissora que surge para atender a demanda de pessoas com deficiência visual que almejam sua independência para se deslocar espacialmente. O MTS é um dispositivo de fabricação simples, financeiramente acessível e que proporciona ao seu usuário o desejo de utilizá-lo frequentemente por apresentar informações cartográficas seguras e de fácil compreensão. Além disso, o método de quantificação da escala de usabilidade do MTS-CCLB por meio de um questionário do modelo *SUS* se mostrou eficiente em possibilitar análises objetivas sobre aspectos de usabilidade e se levantar, a partir da opinião dos usuários, parâmetros de melhoria que fundamentarão a concepção de novos protótipos e pesquisas para este mesmo fim.

5. Referências bibliográficas

- [1] d'ABREU, J. V. V., et al. 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).
- [2] FALCÃO, D. R. (2017) Relatório Final do projeto: Implementação em smartphones de leitor de tags NFC associado a Mapa Tátil Sonoro para acessibilidade urbana de pessoas com Deficiência Visual. Relatório Final de Pesquisa, 08/2017, 20 páginas.
- [3] SILVA, V. M. F., Desenvolvimento de Referências Arquitetônicas para um Mapa Tátil Sonoro (MTS). Youtube, 15 nov. de 2021. Disponível em < <https://www.youtube.com/watch?v=a5uMGdFbs-c&t=3s> >. Acesso em 18 ago. de 2023.
- [4] BROOKE, J. (1996). SUS: A ‘quick and dirty’ usability scale. In Jordan, P.W., Thomas, B., Weerdmeester, A. & McClelland, I.I. (Eds.) Usability evaluation in industry, London (pp 189-194). Taylor & Francis.
- [5] ALBAUM, Gerald. The Likert scale revisited. Market Research Society. Journal., v. 39, n. 2, p. 1-21, 1997.
- [6] WANT, Roy. Near field communication. IEEE Pervasive Computing, v. 10, n. 3, p. 4-7, 2011.
- [7] BANGOR, Aaron; KORTUM, Philip; MILLER, James. Determining what individual SUS scores mean: Adding an adjective rating scale. Journal of usability studies, v. 4, n. 3, p. 114-123, 2009.

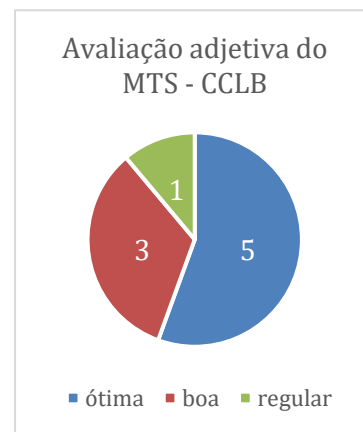


Gráfico 6 – Avaliação Adjetiva do MTS-CCLB

USO DE KINECT PARA CAPTURA DE MOVIMENTO USADA EM ESCALONAMENTO

Luca Borgonovi¹, Denis Mosconi², Adriano Siqueira³

¹ University of São Paulo, Brazil, lucaborgonovi@usp.br

² Federal Institute of São Paulo, Brazil, denis.mosconi@ifsp.edu.br

³ University of São Paulo, Brazil, siqueira@sc.usp.br

Resumo: *escalonamento, no contexto da reabilitação robótica, é uma etapa imprescindível para a modelagem e simulação de sistemas neuromusculares baseados em pessoas reais, bem como para o controle desses sistemas, pois permite a criação de modelos com a antropometria dos indivíduos os quais estão sendo representados. Um passo essencial para o escalonamento é a captura de movimento, que costuma ser feita com equipamentos relativamente caros. Este trabalho visa a desenvolver um modelo escalonado com o uso de Kinect a fim de diminuir os custos do processo e também simulá-lo com o uso de dinâmica inversa, analisando a coerência dos resultados com o que se espera do sistema.*

Palavras chave: *Brekel, escalonamento, OpenSim, reabilitação robótica.*

Abstract: *scaling, in the context of rehabilitation robotics, is a surviving step for the modeling and simulation of neuromusculoskeletal systems based on real people, as well as for the control of these systems, as it allows the creation of models with the anthropometry of the individuals who are being represented. An essential step for scaling is motion capture, which is often done with relatively expensive equipment. This work aims to develop a scaled model with the use of Kinect in order to make the process cheaper and also simulate it with the use of inverse dynamics, analyzing the comparison of the results with what is expected from the system.*

Keywords *Brekel, scaling, OpenSim, rehabilitation robotics.*

1. Introdução

No ano de 2022, mais de 12 milhões de pessoas sofreram derrame [1], sendo uma possível sequela dessa doença a perda da movimentação de um ou mais membros do corpo humano, envolvendo os braços e as pernas. [5]. Os tratamentos fisioterápicos tradicionais apresentam resultados, mas o uso de exoesqueletos permite, em muitos casos, uma velocidade de recuperação maior para o paciente. Com a finalidade de potencializar a recuperação fisioterápica, os exoesqueletos são utilizados para torná-la mais rápida [7].

A implementação dessas órteses não é simples e necessita de um sistema de controle o qual depende de sua antropometria, isto é, parâmetros biomecânicos do usuário. Dados como altura, comprimento de cada membro, massa e distribuição de massa de um indivíduo que faça uso de exoesqueletos, são de suma importância, pois permitem o desenvolvimento de um modelo computacional que represente a dinâmica do movimento desse indivíduo e, conseqüentemente, seu sistema de controle [4].

Um passo fundamental para a criação de modelos neuromusculares é o escalonamento, cujo intuito é reproduzir a antropometria de uma pessoa num modelo computacional [6]. Sendo assim, a coleta dos parâmetros antropométricos do indivíduo é imprescindível, e o processo escolhido para tal influencia diretamente na precisão do modelo final. À vista disso, uma das etapas de escalonamento pode envolver a captura de movimento (em inglês, "motion capture" ou "MoCap") do indivíduo, o que pode ser um problema quando os custos de um equipamento de captura são levados em conta.

Com a finalidade de oferecer um método alternativo e menos oneroso do que os convencionais de captura de movimento, o presente trabalho propõe o uso de um Microsoft Kinect para MoCap com os fins de se realizar um escalonamento para criar um modelo neuromuscular. Além disso, para verificar a coerência do método, analisa-se a resposta do modelo a entradas com o uso de dinâmica inversa.

2. Desenvolvimento

Primeiro, um indivíduo se posicionou estático na frente de um Kinect para que este pudesse coletar os comprimentos dos membros de seu corpo; em seguida, com sua antropometria, criou-se um modelo escalonado; por fim, usando o algoritmo da dinâmica inversa, simulou-se o comportamento dinâmico do modelo criado a fim de verificar a coerência dos resultados com o que se espera do experimento. Dessa forma, pode-se avaliar o método de escalonamento com o uso de Kinect de uma maneira qualitativa e quantitativa, sem, contudo, ter uma exatidão de seus valores. Um diagrama do procedimento se encontra na Figura 1, sendo θ posições angulares inseridas do sistema na dinâmica inversa e τ os respectivos torques gerados.

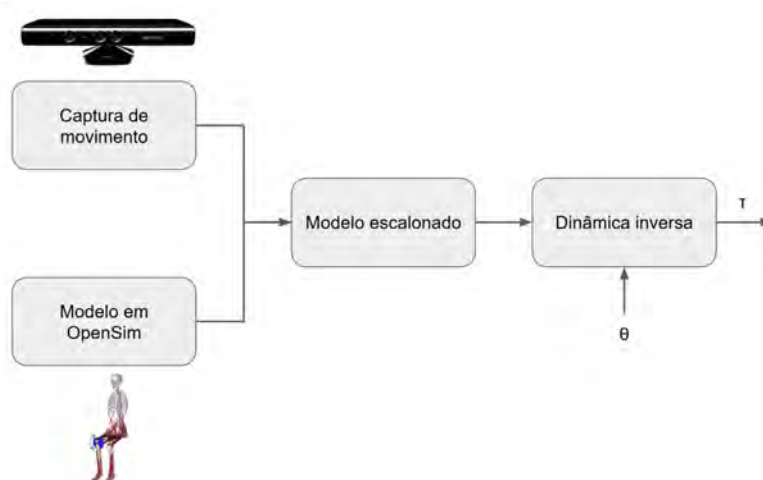


Figure 1. Diagrama do procedimento experimental

2.1 Método

O procedimento foi feito com um indivíduo do sexo masculino, 24 anos, 1,72 m de altura e com massa igual a 55 kg.

2.1.1 Captura de Movimento

O Kinect é um sensor de movimento desenvolvido pelas empresas Microsoft e Prime Sense para o console Xbox 360. O dispositivo possui projetores infravermelhos, câmeras RGB e detectores de profundidade [8]. Possui, consideravelmente, um custo menor do que equipamentos convencionais

de MoCap, como marcadores óticos e conjuntos de câmeras ou marcadores equipados com sensores de movimentos, e será utilizado para capturar o movimento do indivíduo com o auxílio do software Brekel [2]. A escolha desse dispositivo se dá tanto por ser menos oneroso do que equipamentos convencionais de captura de movimento quanto por capturar com relativa facilidade, pois requer apenas um computador e o Kinect.

O experimento consiste em o indivíduo se posicionar, estaticamente, a dois metros de distância, durante cinco segundos, do dispositivo com o corpo na configuração mostrada na Figura 2a. Na Figura 2b, observa-se que o Kinect possui marcadores virtuais posicionados em diferentes partes do corpo e que auxiliam no processo de escalonamento.

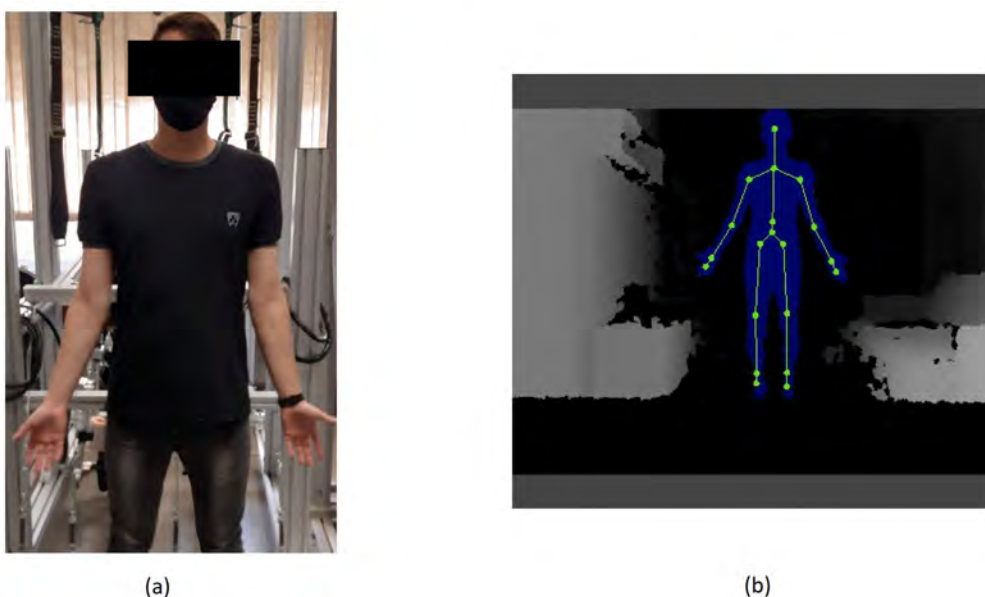


Figure 2. Configuração corporal para a captura de movimento (a) marcadores virtuais utilizados para a captura em Brekel

2.1.2 Modelo Neuromusculoesquelético

Para a modelagem e simulação de sistemas neuromusculoesqueléticos, utiliza-se o software OpenSim junto de um modelo com 93 atuadores musculares nos membros inferiores e no tronco (Figura 3) [3].

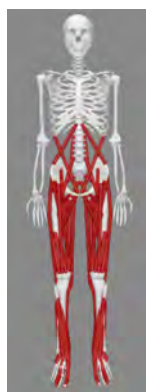


Figure 3. Modelo neuromusculoesquelético em OpenSim

Com a finalidade de escalonar o modelo, isto é, atribuir a ele características antropométricas do indivíduo, utiliza-se a ferramenta "Scale" do OpenSim. Nela, é possível modificar a massa dele e inserir os quadros obtidos na captura de movimento a fim de modificar as dimensões corporais do modelo. Utilizando um algoritmo de cinemática inversa, o OpenSim procura posicionar os marcadores virtuais do Kinect com marcadores em posições equivalentes do modelo utilizando um algoritmo de cinemática inversa, para que os ângulos de juntas minimizem o erro entre os do indivíduo e do modelo. Caso aquele se mexa durante a captura, a média das posições dos marcadores em todos os quadros é utilizada.

2.1.3 Dinâmica Inversa

Finalmente, o último passo consiste em aplicar uma entrada senoidal de posições angulares para o movimento de flexão e extensão do joelho direito (Figura 4a), pois se deseja analisar o comportamento dinâmico do sistema a fim de avaliar a representatividade do modelo. A movimentação escolhida se deve à simplicidade do problema, pois ocorre numa região bem localizada e pode ser reproduzida facilmente. Fazendo uso de dinâmica inversa, pode-se calcular os torques realizados pelo joelho do modelo e analisar os resultados obtidos (Eq. 1), sendo τ_{ID} o vetor de torques da dinâmica inversa, q , \dot{q} e \ddot{q} , respectivamente, vetores de posição, velocidade e aceleração, M a matriz de inércia, C o vetor de Coriolis, G o vetor de forças gravitacionais e F_{ext} as forças externas. Durante o movimento, o indivíduo se encontra sentado e não encosta o pé no chão, descartando qualquer força de reação do solo.

$$\tau_{ID} = M(q)\ddot{q} + C(q, \dot{q}) + G(q) + F_{ext} \quad (1)$$

Todas as simulações se passaram num computador com processador Intel®Core™i7-8750H 2.20 Ghz, 8,00 GB de memória RAM, placa de vídeo dedicada de 128 MB e Windows 10 Home Simple Language 64 Bits. As plataformas em que as simulações ocorreram foram em OpenSim 4.4 e MATLAB R2017A.

2.2 Resultados

Os torques do movimento de flexão e extensão do joelho direito obtidos na simulação feita se encontram no gráfico da Figura 4b.

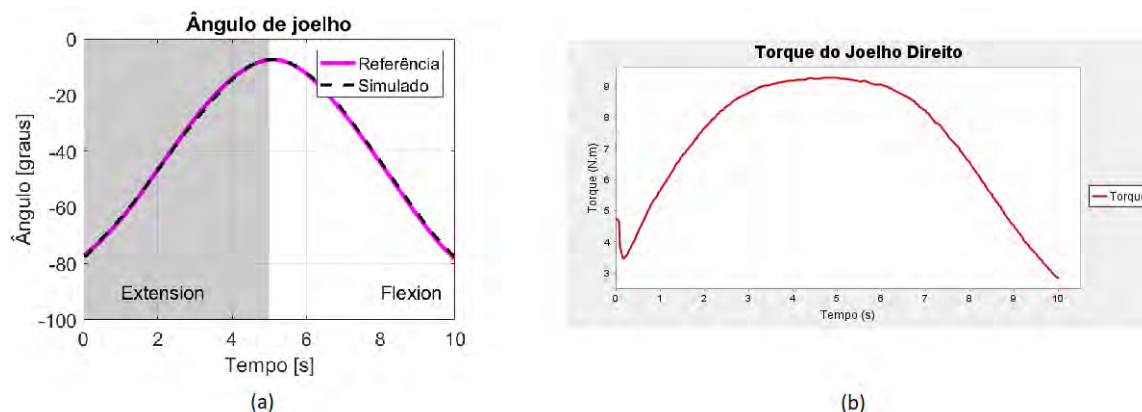


Figure 4. Movimento senoidal de flexão e extensão inserido no modelo (a) respectivos torques realizados pelo modelo (b)

O movimento consiste numa meia senoide que se inicia com uma flexão de joelho, seguida por uma extensão e finalmente outra flexão ao longo de 10 segundos.

2.3 Discussões

A partir da curva ilustrada na Figura 4b, pode-se realizar uma análise no tocante a dois aspectos: a coerência do formato da curva com o movimento simulado e a ordem de grandeza dos valores. Isto deve ser feito, pois não se utilizou um equipamento de captura de movimento mais preciso para fins de comparação.

Em primeiro lugar, a curva apresenta um comportamento adequado, pois possui a forma de uma meia senoide compatível com a de posições angulares inserida no modelo. Em segundo, a ordem de grandeza dos torques é semelhante à de outros trabalhos de modelagem e simulação de flexão e extensão de joelho humano [1]. Dessa forma, pode-se afirmar que o método apresenta coerência com os resultados esperados e, após passar por análises mais refinadas em trabalhos futuros, pode ser aplicado, de fato, na área de reabilitação robótica a fim de baratear o processo de escalonamento.

3. Conclusões

Neste trabalho, apresentou-se uma alternativa mais barata aos métodos convencionais de captura de movimento no contexto de escalonamento para reabilitação robótica. Em vez de se realizar o MoCap com uso de marcadores ou câmeras, optou-se por um Microsoft Kinect.

Analisando-se os resultados das simulações, pode-se afirmar que tanto a ordem de grandeza quanto a evolução da curva de torques são coerentes com o movimento apresentado e o modelo que simula a flexão e extensão de joelho, indicando que esse método de captura de movimento apresenta potencial para aplicações na área de reabilitação robótica.

Para trabalhos futuros, a fim de comparar a exatidão do Kinect com equipamentos convencionais de captura de movimento, ambos os métodos devem ser utilizados para gerar um mesmo modelo. Dessa forma, pode-se conferir se o uso de Kinect realmente fornece uma boa aproximação de comprimentos do corpo humano para a modelagem de sistemas neuromusculares.

4. Referências

- [1] Luca Borgonovi, Denis Mosconi, and Adriano Almeida Gonçalves Siqueira. Uso de sinais eletromiográficos em modelo de interação humano-exoesqueleto na reabilitação da flexão e extensão do joelho. *Livro de Resumos Expandidos*, 2022.
- [2] J. Brekelmans. Brekel kinect. available online at <https://brekel.com/>, January 2023.
- [3] Scott L Delp, Frank C Anderson, Allison S Arnold, Peter Loan, Ayman Habib, Chand T John, Eran Guendelman, and Darryl G Thelen. Opensim: open-source software to create and analyze dynamic simulations of movement. *IEEE transactions on biomedical engineering*, 54(11):1940–1950, 2007.
- [4] Steven B Heymsfield, Dymna Gallagher, Laurel Mayer, Joel Beetsch, and Angelo Pietrobelli. Scaling of human body composition to stature: new insights into body mass index. *The American journal of clinical nutrition*, 86(1):82–91, 2007.
- [5] Gillian E Mead, Luciano A Sposato, Gisele Sampaio Silva, Laetitia Yperzeele, Simiao Wu, Mansur Kutlubayev, Joshua Cheyne, Kolawole Wahab, Victor C Urrutia, Vijay K Sharma, PN Sylaja, Kelvin Hill, Thorsten Steiner, David S Liebeskind, and Alejandro A Rabinstein. A system-

atic review and synthesis of global stroke guidelines on behalf of the world stroke organization. *International Journal of Stroke*, 18(5):499–531, 2023. PMID: 36725717.

- [6] Chaoming Song, Tal Koren, Pu Wang, and Albert-László Barabási. Modelling the scaling properties of human mobility. *Nature physics*, 6(10):818–823, 2010.
- [7] PG Vinoj, Sunil Jacob, Varun G Menon, Sreeja Rajesh, and Mohammad Reza Khosravi. Brain-controlled adaptive lower limb exoskeleton for rehabilitation of post-stroke paralyzed. *IEEE Access*, 7:132628–132648, 2019.
- [8] Zhengyou Zhang. Microsoft kinect sensor and its effect. *IEEE multimedia*, 19(2):4–10, 2012.

[5].

[7].

[4].

[6].

[8].

[2]

[3]

[1]

AVANCES Y RETOS COMPUTACIONALES PARA INTERFAZ CEREBRO-COMPUTADOR BASADO EN IMAGINACIÓN MOTORA

**Cristian David Guerrero-Mendez^{a,*}, Cristian Felipe Blanco-Diaz^a, Denis Delisle-Rodriguez^b,
Teodiano Freire Bastos-Filho^a**

^a Universidade Federal do Espírito Santo (UFES), Laboratório de Robótica e Tecnologia Assistiva (LRTA), Brasil

cristian.mendez@edu.ufes.br, cristian.diaz@edu.ufes.br, teodiano.bastos@ufes.br

^b Instituto Internacional de Neurociências Edmond e Lily Safra, Brasil, delisle05@gmail.com

Resumen: Los sistemas Interfaz Cerebro-Computador (ICC) basados en Imaginación Motora (IM) proporcionan un canal de comunicación entre el cerebro y un dispositivo externo sin involucrar ninguna actividad muscular. Considerando la importancia de estos sistemas en la ingeniería de rehabilitación, es crucial identificar posibles desafíos que se encuentren poco explorados dentro de la comunidad científica. Por esto, en este estudio se presenta una revisión de los avances computacionales que se han implementado en torno a ICC-IM, así como también se identifican los retos computacionales existentes para la aplicación de estos sistemas.

Palabras Clave: ICC, Imaginación Motora, Decodificación de Movimientos, Neurorehabilitación.

Abstract: Brain-Computer Interface (BCI) systems based on Motor Imagery (MI) provide a communication channel between the brain and an external device without involving any muscle activity. Considering the importance of these systems in rehabilitation engineering, it is crucial to identify possible challenges that are poorly explored within the scientific community. Therefore, this study presents a review of the computational advances that have been implemented around BCI-MI, as well as identifying the existing computational challenges for the application of these systems.

Keywords BCI, Motor Imagery, Movement Decoding, Neurorehabilitation.

1. Introducción

La discapacidad motora se refiere a la pérdida parcial o total de la función de alguna parte del cuerpo provocada principalmente por patologías neurológicas como la parálisis cerebral, la enfermedad de Parkinson, accidente cerebro vascular, o esclerosis múltiple, entre otras [6]. Estas provocan deficiencias relacionadas con debilidad muscular, baja resistencia, falta de control o parálisis total.

Una alternativa dentro de las tecnologías de rehabilitación recae en el control de dispositivos usando las señales cerebrales, principalmente registradas por Electroencefalografía (EEG). Los sistemas ICC basado en EEG permiten al usuario la interacción con el entorno sin necesidad de usar el Sistema Nervioso Periférico (SNP) [6]. En la literatura, diversos sistemas ICC han sido implementados para la rehabilitación de movimientos, sin embargo, estos estudios se han enfocado en la activación o iniciación de los dispositivos [7], análisis de señales en conectividad [3], o optimización de métodos [8], limitando el uso en las aplicaciones de estos sistemas.

Actualmente, las aplicaciones en ingeniería de rehabilitación requieren metodologías para la estimación de movimientos más complejos como los basados en alcanzar para agarrar, trasladar, levantar y sostener objetos, pedaleo y marcha, entre otros [3, 7]. Por lo tanto, se requiere la evaluación de métodos computacionales estándar en señales EEG basadas en IM de movimientos mas complejos realizados por los miembros superiores o inferiores. Es importante destacar que la decodificación de la IM genera grandes beneficios a los pacientes en condición de discapacidad, considerando que la IM consiste en imaginar un movimiento sin llegar a ejecutarlo. Con esto, el sujeto es capaz de controlar dispositivos robóticos para la asistencia o rehabilitación motora sin la necesidad de la ejecución de movimientos [4, 6]. Adicionalmente, la decodificación de IM de movimientos complejos podría requerir el uso de métodos computacionales mas robustos como los basados en filtraje temporal y espectral adaptativo, métodos de aprendizaje profundo (Deep Learning), entre otros.

De acuerdo con esto, en este trabajo, se presentan los avances computacionales que se han implementado en cada una de las fases de un sistema ICC (pre-procesamiento, extracción de características, e identificación). Además, se presentan nuevos desafíos para la comunidad científica relacionados con la decodificación de movimientos complejos usando señales de IM. Los métodos presentados en este estudio servirán para la implementación de un sistema ICC-IM con una alta tasa de exactitud en la decodificación de movimientos complejos, con el objetivo de generar metodologías que permitan una mayor usabilidad, controlabilidad, y facilidad en el uso de sistemas robóticos como prótesis o exoesqueletos.

2. Principio de Funcionamiento de ICC

El funcionamiento de un sistema ICC requiere principalmente de 5 fases, las cuales son presentadas en la Figura 1. En esta sección se describe la función de cada una de estas fases.

- **Adquisición de Señales:** Esta fase se encarga de registrar las señales electrofisiológicas que funcionan de entrada para el sistema ICC. Existen métodos invasivos y no invasivos para el registro de estas señales. Los invasivos se basan principalmente en Electroencefalografía (ECoG), y los métodos no invasivos se basan principalmente en EEG, Espectroscopia Funcional de Infrarrojo Cercano (fNIRS) y en Magnetoencefalografía (MEG), entre otros [6]. Sin embargo, para aplicaciones en sistemas ICC la técnica más utilizada es EEG considerando su posible

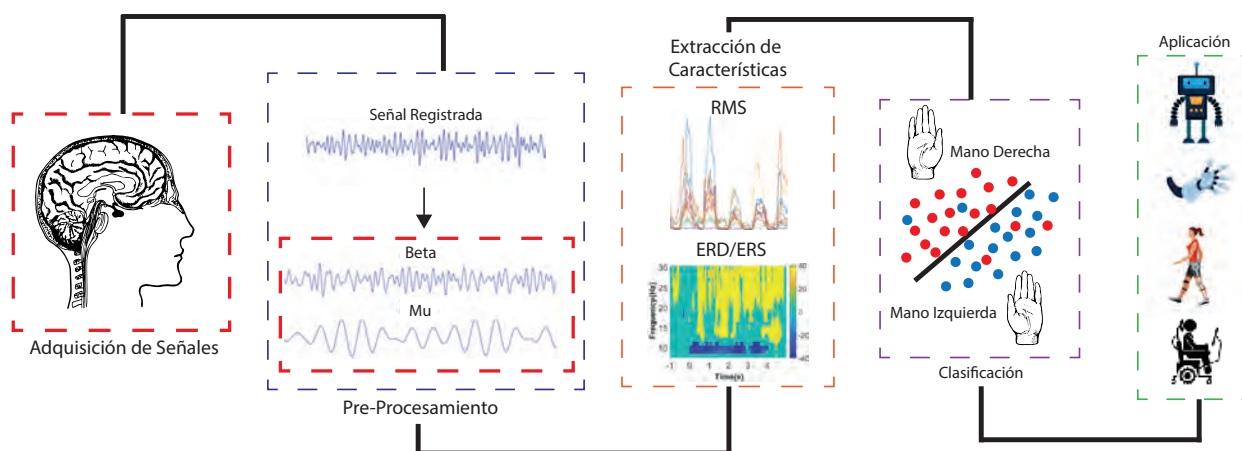


Figure 1. Esquemático de las fases para la implementación de un sistema ICC.

portabilidad con tecnologías recientes y su bajo costo. Una característica de EEG es que se puede ubicar electrodos de gel o secos en el cuero cabelludo de los sujetos en localizaciones específicas siguiendo sistemas internacionales estándar como el 10-20 [6].

- **Pre-Procesamiento:** El objetivo de esta fase es eliminar los artefactos correlacionados que afectan las señales de EEG, para que el rendimiento de los sistemas no se vea comprometido. Los principales artefactos se encuentran en el movimiento muscular, el parpadeo, y movimiento de cabeza. Otro tipo de artefactos puede encontrarse en las condiciones ambientales, el estado mental y físico del sujeto [9]. El pre-procesamiento se basa en la aplicación de estrategias computacionales, desde métodos de bajo costo computacional, como filtros pasa banda, eliminación por umbral, entre otros, hasta métodos robustos, como los filtros adaptativos y espaciales. Además, otro aspecto importante recae en la selección de canales, los cuales dependiendo de la tarea que se desee decodificar se seleccionan canales específicos que aportan la mayor varianza en los datos, es decir, mayor información. Para IM los canales principales son los localizados en la corteza cortico-motora del cerebro [2].
- **Extracción de Características:** Considerando la amplia información que puede ser registrada debido a la cantidad de electrodos y extensos protocolos, es importante extraer características relevantes de las señales EEG que se presentan durante una determinada ventana de tiempo. Estas características pueden ser extraídas usando métodos en el dominio del tiempo como Raíz Media Cuadrática (RMS) para determinar la amplitud y respuestas temporales, en el dominio de la frecuencia usando Densidad Espectral de Potencia (PSD) para determinar bandas de frecuencia con mayor cantidad de energía, o Eventos Relacionados a Desincronización o Sincronización (ERD/ERS) que se relacionan en representaciones tiempo-frecuencia, así como también se ha usado el espacio en la implementación de Patrones Espaciales Comunes (CSP). Esto, principalmente en una ventana de tiempo de 1 s o 1.5 s. Algunas metodologías aplican una fase adicional denominada selección de características para mejorar la exactitud y disminuir el costo computacional, usando características con alto contenido de información [7]. Para esto, se han usado métodos como el Análisis de Componentes Principales (PCA).
- **Clasificación:** Para la identificación de los patrones cerebrales, los cuales están relacionados a estímulos visuales, órdenes o movimientos, se implementan principalmente métodos de inteligencia artificial, específicamente métodos basados en aprendizaje máquina (Machine Learning). Comúnmente, se usan métodos de aprendizaje supervisado debido a que las características están etiquetadas y facilitan el entrenamiento de los sistemas ICC, siendo uno de los métodos estándar para identificación binaria el Análisis Discriminante Lineal (LDA) [4]. Sin embargo, métodos no supervisados han sido utilizados en las fases de preprocesamiento o selección de características [1].
- **Aplicación:** Dispositivos robóticos como exoesqueletos o prótesis pueden ser controlados usando sistemas ICC [6, 1]. Estas aplicaciones permiten mejorar la neuroplasticidad de los sujetos considerando la retroalimentación que es obtenida cuando se usan estas alternativas. Además, la implementación de estos dispositivos de asistencia ayudan a la rápida recuperación de actividades de la vida diaria (ADLs) como agarrar, comer, entre otros [3].

2.1 Metodología

La búsqueda y selección de artículos se realizó usando las bases de datos de IEEE Xplore, Scopus, y Google Scholar. Se revisaron un total de 20 artículos enfocados a la implementación de métodos

en ICC, principalmente para la decodificación de IM. De los 20 artículos revisados, se seleccionaron y presentaron 10 en este trabajo. Para el criterio de inclusión en la selección, se eligieron artículos publicados a partir del 2017, los cuales debían cubrir diferentes enfoques de los sistemas ICC-IM aplicando diferentes métodos computacionales.

3. Avances Computacionales

En la Tabla 1 se presentan estudios recientes relacionados con la implementación de métodos computacionales en las tres fases del sistema ICC (pre-procesamiento, extracción de características, y clasificación).

Considerando que la señal de EEG presenta baja relación señal a ruido, los avances en el pre-procesamiento se han centrado en la implementación de novedosas estrategias metodológicas para el rechazo de artefactos que afectan negativamente la señal EEG, con la principal característica de que puedan ser de bajo costo computacional para que faciliten las aplicaciones en tiempo real. Sin embargo, en la mayoría de los casos una robusta eliminación de artefactos no puede ser implementada en tiempo real, debido a la rápida respuesta que requieren los sistemas para decodificar un comando. Por lo tanto, un análisis profundo de las señales puede ser implementado para el entrenamiento de los sistemas ICC, fase que es realizada en sesiones diferentes a las de tiempo real, en la cual métodos robustos para el análisis y rechazo de artefactos pueden ser usados. Estas aplicaciones varían desde filtros en frecuencia hasta el uso de métodos adaptativos. Es importante resaltar que las sesiones de entrenamiento de un ICC juegan un papel importante en el rendimiento, debido a que una adecuada calibración del sistema genera un mejor reconocimiento de los patrones cerebrales, mejora la precisión, y aumenta la confianza y velocidad del sistema.

Por otro lado, la fase de extracción de características se ha centrado en la optimización, así como implementación de variaciones robustas de métodos estándar para la decodificación de IM. Como

Table 1. Resumen de los recientes métodos computacionales usados en la decodificación de IM.

Métodos Computacionales					
Estudios	Tarea IM	Pre-Procesamiento	Características	Clasf.	Exactitud
[10]	Mano Izquierda y Derecha	Filtros en Frecuencia	CSP CNN	LDA -	0,52 0.80
[4]	Cierre y Abertura de Mano	CAR Segmentación Temporal	PSD PBC	LDA	0,80
[5]	Cuatro Clases IM (Mano Izquierda, Derecha, Pie, Lengua)	Aumento de Datos, Normalización	CNN-LSTM	-	0,90
[7]	Tareas de Pedaleo	Transformada Inversa de Fourier	CSP RG PWPF*	LDA	0,99
[2]	Diferentes Tareas de IM	Remoción de Artefactos	Aprendizaje Profundo	-	0,96

Nota: LSTM: Red Neuronal de Memoria a Corto Plazo, CNN: Red Neuronal Convolutiva, CAR: Referencia de Media Común
PWPF: Proximidad de Características por Pares, * Método de Selección de Características.

se ha mencionado anteriormente, uno de los métodos estándar es el CSP, el cual es utilizado para decodificación binaria. Por lo tanto, metodologías basadas en bancos de filtros, o aumento de las capas CSP se han usado para mejorar la exactitud en la identificación de IM. Otros estudios, se han centrado en la implementación de métodos basados en conectividad cerebral, dentro del cual se han implementado novedosas metodologías de Conectividad Basada en Potencia (PBC). Algunas otras metodologías se han centrado en buscar alternativas para el CSP, en la cual se ha usado Geometría Riemanniana (RG), y fases de selección de características. Finalmente, un reciente aumento en el uso de aprendizaje profundo ha sido reportado debido al alto rendimiento que puede ser obtenido. Con el uso de estos métodos, las fases de extracción y clasificación de las características pueden ser ejecutadas en un solo paso, sin embargo, estos métodos presentan un alto costo computacional, lo cual limita, hasta el momento, su aplicación en tiempo real.

La mayoría de los estudios reportados usan el método LDA para la discriminación binaria de tareas IM, por lo que altas y adecuadas exactitudes han sido reportadas. Además, beneficios en la implementación pueden ser encontrados considerando las características relacionadas con el bajo costo computacional. Sin embargo, cuando se desean identificar más de 2 clases en sistemas ICC-IM el método LDA no es lo suficientemente preciso, por esto se han recurrido a usar redes neuronales, e implementación de aprendizaje profundo.

4. Retos Computacionales en IM

Aunque muchos avances computacionales han permitido hasta el momento diferentes aplicaciones de sistemas ICC-IM en tecnologías de rehabilitación, aún se encuentran grandes retos para la comunidad científica relacionados con la falta de usabilidad, controlabilidad, y facilidad en el uso de dispositivos robóticos controlados por ICC. En la Figura 2 se presentan algunos retos identificados relacionando con el procesamiento de las señales, el reconocimiento y estimación, y la aplicación en sistemas de rehabilitación.

5. Conclusiones

Este trabajo ha presentado los avances computacionales que se han implementado para los sistemas ICC-IM en la discriminación o estimación de movimientos en las fases de pre-procesamiento,

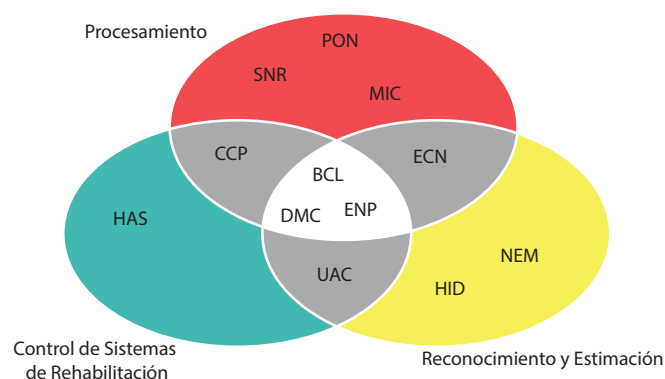


Figure 2. Retos para los sistemas ICC basados en IM. SNR: Relación señal a Ruido, ENP: Evaluación de Novedosos Protocolos, MIC: IM de movimientos complejos, ECN: Evaluación en Condiciones no Ideales, BCL: Evaluación de analfabetismo de ICC, PON: Presencia de Ruido, HAS: Sistemas y Programas, CCP: Costo Computacional, HID: Alta Dimensionalidad del EEG, NEM: Nuevos Métodos, UAC: Usabilidad y Controlabilidad, DMC: Decodificación de Movimientos Complejos.

extracción de características, e identificación. De acuerdo con esto, se puede concluir que grandes retos aún se encuentran abiertos para la comunidad científica relacionados con la implementación de ICC-IM, en la que futuras investigaciones pueden ser direccionadas relacionando el procesamiento de las señales, el reconocimiento y estimación, y la aplicación en sistemas de rehabilitación.

6. Referencias

- [1] Swati Aggarwal and Nupur Chugh. Review of machine learning techniques for eeg based brain computer interface. *Archives of Computational Methods in Engineering*, pages 1–20, 2022.
- [2] Hamdi Altaheri, Ghulam Muhammad, Mansour Alsulaiman, Syed Umar Amin, Ghadir Ali Altuwaijri, Wadood Abdul, Mohamed A Bencherif, and Mohammed Faisal. Deep learning techniques for classification of electroencephalogram (eeg) motor imagery (mi) signals: A review. *Neural Computing and Applications*, pages 1–42, 2021.
- [3] Mikkel Malling Beck, Meaghan Elizabeth Spedden, and Jesper Lundbye-Jensen. Reorganization of functional and directed corticomuscular connectivity during precision grip from childhood to adulthood. *Scientific Reports*, 11(1):22870, 2021.
- [4] Cristian David Guerrero-Mendez, Cristian Felipe Blanco-Diaz, and Andres Felipe Ruiz-Olaya. Identification of motor imagery tasks using power-based connectivity descriptors from eeg signals. In *2021 XXIII symposium on image, signal processing and artificial vision (STSIVA)*, pages 1–6. IEEE, 2021.
- [5] Zahra Khademi, Farideh Ebrahimi, and Hussain Montazery Kordy. A transfer learning-based cnn and lstm hybrid deep learning model to classify motor imagery eeg signals. *Computers in biology and medicine*, 143:105288, 2022.
- [6] J McFarland and Jonathan R Wolpaw. Eeg-based brain–computer interfaces. *current opinion in Biomedical Engineering*, 4:194–200, 2017.
- [7] Maria Alejandra Romero-Laiseca, Denis Delisle-Rodriguez, Vivianne Cardoso, Dharmendra Gurve, Flavia Loterio, Jorge Henrique Posses Nascimento, Sridhar Krishnan, Anselmo Frizera-Neto, and Teodiano Bastos-Filho. A low-cost lower-limb brain-machine interface triggered by pedaling motor imagery for post-stroke patients rehabilitation. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 28(4):988–996, 2020.
- [8] Zayyanu Shuaibu and Li Qi. Optimized dnn classification framework based on filter bank common spatial pattern (fbcs) for motor-imagery-based bci. *Int J Comput Applic*, 175:16–25, 2020.
- [9] Margaret C Thompson. Critiquing the concept of bci illiteracy. *Science and engineering ethics*, 25(4):1217–1233, 2019.
- [10] Navneet Tibrewal, Nikki Leeuwis, and Maryam Alimardani. Classification of motor imagery eeg using deep learning increases performance in inefficient bci users. *Plos one*, 17(7):e0268880, 2022.

PROTOCOLO DE MEDIDA DE EEG, EMGs Y CINEMÁTICA HACIA EL CONTROL DE UN SISTEMA DE REHABILITACIÓN DE MIEMBRO INFERIOR POST-ACV

**Cristian Felipe Blanco-Díaz^a, Cristian David Guerrero-Mendez^a, Denis Delisle-Rodriguez^b,
Teodiano Bastos-Filho^a**

^a Universidade Federal do Espírito Santo (UFES), Laboratório de Robótica e Tecnologia Assistiva (LRTA), Brasil

cristian.diaz@edu.ufes.br, cristian.mendez@edu.ufes.br, teodiano.bastos@ufes.br

^b Instituto Internacional de Neurociências Edmond e Lily Safra, Brasil, delisle05@gmail.com

Resumen: Este trabajo presenta el diseño e implementación de un protocolo para adquisición de señales de Electroencefalografía (EEG), de Electromiografía de superficie (EMGs) y cinemáticas durante tareas de pedaleo. Se realizó un protocolo basado en el análisis de señales de EEG y EMGs usando la potencia de la señal en el dominio del tiempo, y la varianza para las señales cinemáticas. Fue posible determinar la diferencia de las variables evaluadas entre las fases de pedaleo y descanso, lo cual deja las puertas abiertas a la implementación de algoritmos adaptativos más avanzados para la detección de movimiento a través de tres tipos de bioseñales. Finalmente, los resultados van a ser usados en estudios futuros para el control e implementación de un sistema de rehabilitación de miembro inferior para personas post-ACV.

Palabras clave: Electroencefalografía, Electromiografía, Accidente Cerebro Vascular (ACV), Rehabilitación de miembro inferior.

Abstract: This work presents the design and implementation of a protocol for the acquisition of Electroencephalography (EEG), surface Electromyography (EMGs) and kinematic signals during pedaling tasks. A protocol based on the analysis of EEG and EMG signals was performed using the power of the signal in the time domain, and the variance for kinematic signals. It was possible to determine the difference of the evaluated variables between pedaling and resting phases, which leaves the doors open to the implementation of more advanced adaptive algorithms for motion detection through three types of biosignals. Finally, the results will be used in future studies for the control and implementation of a lower limb rehabilitation system for post-stroke people.

Keywords Electroencephalography, Electromyography, Stroke, Lower-Limb Rehabilitation.

1. Introducción

El accidente cerebrovascular (ACV) es la tercera mayor causa de muerte en el mundo y la primera de discapacidad en los adultos [5]. Una de las discapacidades que padecen los sobrevivientes a un ACV corresponde a la hemiplejía, la cual causa dificultad en el desarrollo de tareas que involucran miembros superiores e inferiores, tales como caminar [1].

Por tal motivo, en la literatura se han planteado estrategias para la rehabilitación asistida de esta población, entre las cuales es posible destacar la implementación de sistemas como exoesqueletos

controlados por Electromiografía de superficie (EMGs) o dispositivos basados en pedaleo controlados por Electroencefalografía (EEG) [12, 13, 10]. No obstante, una de las problemáticas que surgen en el desarrollo de este tipo de dispositivos radica en el diseño de sistemas estándar, lo cual impide una rehabilitación personalizada, limitando la accesibilidad a estos procesos alternativos [11]. Adicionalmente, los protocolos de adquisición actuales se encuentran enfocados a condiciones ideales y controladas [2], lo cual causa limitaciones en la usabilidad, considerando las relaciones señal a ruido de las bioseñales eléctricas [2], las condiciones ambientales [6], oclusión en adquisición cinemática [4], tiempos de respuesta y ruido infiltrado por la relación entre las diferentes señales eléctricas (conectividad) [8], y finalmente, los artefactos producidos por movimiento, estado físico, y mental [3].

Teniendo en cuenta el desarrollo de controles adaptativos que permitan una rehabilitación asistida más personalizada y una mejor interacción Humano-Máquina, junto con la necesidad de implementar protocolos que permitan una adecuada adquisición durante tareas dinámicas [9], en este artículo se propone el desarrollo y validación de un protocolo de adquisición de señales de EEG, EMGs, y cinemática durante acciones de pedaleo. El protocolo fue implementado con ocho sujetos sanos. Los resultados serán enfocados hacia la exploración de la base de datos obtenida según los tres tipos diferentes de bioseñales para el desarrollo de algoritmos adaptativos que permitan una contribución al reto abierto de la comunidad científica para detectar las intenciones de los usuarios, y con ello, plantear el diseño de un sistema de rehabilitación de miembros inferiores basado en pedaleo, para personas post-ACV.

1.1 Motivación

En los últimos años, los dispositivos robóticos han sido implementados junto sensoramiento eléctrico muscular y cerebral para rehabilitación de miembros de personas que padecieron un ACV [11, 12, 13]. Consiguiendo la recuperación de habilidades neuromotoras, así como un incremento en la neuroplasticidad. Basado en lo anterior, y considerando algunos sistemas desarrollados en el mundo para rehabilitación de miembro inferior e Interfaces Cerebro-Computador (BCI por sus siglas en inglés, Brain-Computer Interfaces), el diseño de un sistema de rehabilitación robótico basado en pedaleo, permitiría diseñar terapias en un contexto de neurorrehabilitación que impulsen la neuroplasticidad y proceso que aceleran la recuperación de funciones motoras en pacientes post-ACV. Adicionalmente, considerando la importancia de la terapia progresiva y la interacción Humano-Máquina, el sistema final funcionaría con algoritmos adaptativos para el control del dispositivo, lo cual tendría un impacto en el campo de la neurociencia, la rehabilitación convencional, y por supuesto, se espera una mejora en las habilidades de la persona para realizar tareas en la vida diaria y una mejoría en la calidad de vida.

1.2 Desarrollo

2. Protocolo de Experimentación

El protocolo de experimentación tiene objetivo de analizar la intención y ejecución de movimiento de ciclismo, activación neuronal y muscular, a través de señales cerebrales, musculares y cinemáticas, inicialmente en individuos sin deficiencia motora o neurológica.

2.1 Materiales y métodos

Las estrategias de adquisición consistieron en EEG, EMGs, y cinemática (Ver Figura 1), cuya instrumentación es presentada a continuación:

- 8 canales de EEG ubicados en la corteza parieto-central del cerebro siguiendo el estándar internacional 10-20 y la zona donde son más discriminantes la tareas motoras de miembros, según la literatura (F_3 , F_4 , C_3 , C_Z , C_4 , P_3 , P_Z , y P_4) [13, 2]. El sistema utilizado fue el OpenBCI Cython junto con el software OpenVibe, a una frecuencia de muestreo de 250 Hz.
- 2 canales de EMGs ubicados en los músculos Vatusus Lateralis (VL) y Gastrocnemius lateralis (GL) considerando que estos músculos están altamente involucrados en las tareas de pedaleo [9]. Los sensores de EMGs fueron SHIELD-EKG-EMGs de Olimex y Arduino, a una frecuencia de muestreo de 250 Hz.
- Una cámara 4K de 60 fps para la adquisición biomecánica de información cinemática, donde 3 sensores reflectivos fueron ubicados en las articulaciones de la cadera, rodilla, y tobillo, respectivamente, considerando que son las articulaciones de mayor movimiento en tareas de miembro inferior [4, 7].
- Para la realización de tareas se utilizó el monociclo WCT fitness.
- Pantalla de 29" donde se presentan los estímulos con la instrucción de la tarea a ejecutar.

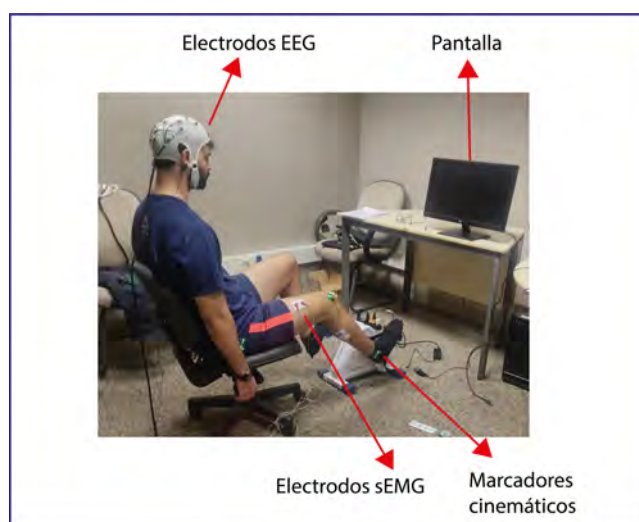


Figura 1: IHM para adquisición de señales EEG, EMG, y cinemática, durante tareas de pedaleo.

2.2 Usuarios

Participaron 8 sujetos sanos, sin problemas neurológicos o motores previos asociados. Los individuos participaron voluntariamente y el experimento fue llevado a cabo de acuerdo a las declaraciones de Helsinki y las reglas del comité de ética de la Universidad Federal del Espirito Santo (UFES/Brasil) bajo el número CAAE: 39410614.6.0000.5060. Los pacientes llenaron un cuestionario antes y durante el desarrollo del diseño experimental, relacionado con estado mental, físico, y de interacción Human-Máquina [3].

2.3 Métodos

- **Preparación:** Se realiza una limpieza en la cabeza del paciente con gel Neuroprep y sobre los músculos VL y GL con alcohol al 70 %. Posteriormente, se coloca el casco con los sensores de

EEG sobre el paciente, junto con los electrodos de EMGs sobre los músculos VL y GL. Se realiza una verificación de la calidad de las señales bajo indicadores de impedancia y visualización de las señales durante contracciones musculares. El sujeto de pruebas se mantuvo sentado con los pies suspendidos sobre el monociclo a una distancia de 2 m de la pantalla.

- Tareas:** Ejecución de pedaleo usando el monociclo siguiendo el diseño experimental, el cual consistió en la presentación de una cruz verde (realizar tarea de pedaleo) y totalmente negro (descanso). El diseño experimental es presentado en la Figura 2. Cada tarea tuvo una duración de aproximadamente 5 s, considerando los tiempos donde la información de EEG y EMGs es más discriminante en tareas motoras. El experimento fue repetido 30 veces por sesión y un total de dos sesiones por sujeto.



Figura 2: Diseño experimental del protocolo de ejecución de tareas de pedaleo y descanso.

2.4 Análisis de datos

Se realizó un análisis de datos para la visualización del comportamiento de las señales durante las tareas de pedaleo y descanso, utilizando métodos de bajo costo computacional reportados en la literatura.

- Potencia de la señal (P):** Se calculó la potencia de la señal en el dominio del tiempo con el objetivo de diferenciar el comportamiento de las tareas de pedaleo y descanso gráficamente para uno de los sujetos de prueba para todas las sesiones, en las señales de EEG y EMGs entre las bandas de frecuencia de 8 a 30 Hz, y 20 a 125 Hz, respectivamente.
- Varianza (Var):** Fue calculada la varianza de los marcadores reflectivos ubicados en las articulaciones para discriminar los datos de pedaleo y descanso durante el desarrollo del diseño experimental.

3. Resultados y Discusión

La Figura 3 representa el comportamiento de las diferentes bioseñales adquiridas para un sujeto, comparando los dos estados: descanso (color rojo) y pedaleo (color morado). En el caso de las señales EEG, la Figura 3a representa un promedio de cada ciclo de pedaleo y descanso de las señales en el canal C_z en la banda de frecuencia de 8 a 30 Hz. Es posible observar que hay una menor potencia durante la fase de pedaleo, a comparación de la fase de descanso. Esto va acorde con lo reportado en la literatura, considerando que esta disminución de potencia se encuentra relacionado con los Eventos Relacionados a Desincronización (ERD), producido por tareas motoras [2, 8].

La Figura 3b presenta el comportamiento de la señal EMGs promediada para todas las épocas durante los 5 s de duración de la tarea, en el canal VL entre la banda de frecuencia de 20 a 125 Hz, para un sujeto de pruebas. Es posible observar, que existe un aumento en la potencia durante el desarrollo de la tarea de pedaleo, lo cual es lo esperado según los estudios previos de la literatura [9].

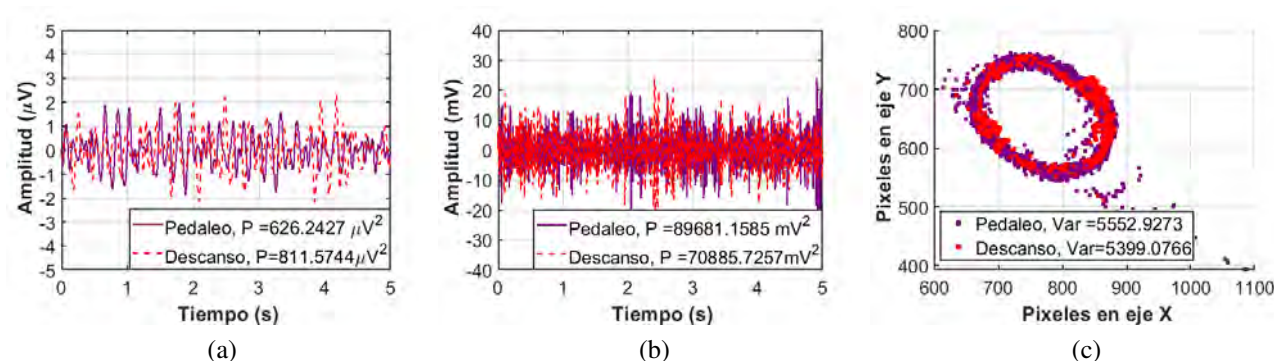


Figura 3: Comportamiento de las señales durante las tareas de pedaleo y descanso para: (a) EEG registrado en el electrodo C_z , (b) EMGs registrada en el músculo VL, y (c) cinemática registrada a través del marcador ubicado en el tobillo.

Finalmente, en la sección cinemática fue analizada la posición en x e y según los pixeles que aparecen en la imagen obtenida por la cámara, para la referencia reflectiva en el tobillo. Es posible observar en la Figura 3c un comportamiento circular, motivo de la posición del tobillo en las diferentes posiciones disponibles en el monociclo, y posteriormente, al realizar el cálculo de la varianza para las dos tareas diferentes se obtiene una mayor varianza durante las fases de pedaleo.

4. Conclusiones

Este estudio tuvo el objetivo de presentar la ejecución de un protocolo de medición de señales de Electroencefalografía, Electromiografía, y variables cinemáticas. Adicionalmente, fue presentado un análisis de datos donde fue posible observar los diferentes cambios que hay entre las fases de pedaleo y descanso, visualizado en los 3 tipos de señales de interés, mostrando la calidad de las señales y algunos comportamientos que se usarán en futuras implementaciones. Los resultados obtenidos permitirán el uso de algoritmos adaptativos para reconocer las tareas de pedaleo a través de EEG y sEMG para el control de una Interfaz Humano-Máquina de rehabilitación de miembros inferiores con pedaleo asistivo para personas post-ACV.

5. Referencias

- [1] Cheuk-Yan Au, Prabhav Mehra, Kenry WC Leung, and Raymond KY Tong. Effects of electromyographically-driven neuromuscular stimulation cycling system on the lower-limb of stroke survivors. In *2019 IEEE 16th International Conference on Rehabilitation Robotics (ICORR)*, pages 300–304, 2019.
- [2] Cristian Felipe Blanco-Díaz, Javier M. Antelis, and Andrés Felipe Ruiz-Olaya. Comparative analysis of spectral and temporal combinations in csp-based methods for decoding hand motor imagery tasks. *Journal of Neuroscience Methods*, 371:109495, 2022.
- [3] Cristian Felipe Blanco-Díaz, Cristian David Guerrero-Méndez, Teodiano Bastos-Filho, Sebastián Jaramillo-Isaza, and Andrés Felipe Ruiz-Olaya. Effects of the concentration level, eye fatigue and coffee consumption on the performance of a bci system based on visual erp-p300. *Journal of Neuroscience Methods*, 382:109722, 2022.

- [4] Cristian Felipe Blanco Díaz, Angie Katerine Quitian González, Sebastian Jaramillo Isaza, and Alvaro D. Orjuela-Canon. A biomechanical analysis of free squat exercise employing self-organizing maps. In *2019 IEEE Colombian Conference on Applications in Computational Intelligence (ColCACI)*, pages 1–5, 2019.
- [5] Valery L Feigin, Michael Brainin, Bo Norrving, Sheila Martins, Ralph L Sacco, Werner Hacke, Marc Fisher, Jeyaraj Pandian, and Patrice Lindsay. World stroke organization (wso): global stroke fact sheet 2022. *International Journal of Stroke*, 17(1):18–29, 2022.
- [6] Aaron Fleming, Nicole Stafford, Stephanie Huang, Xiaogang Hu, Daniel P Ferris, and He Helen Huang. Myoelectric control of robotic lower limb prostheses: a review of electromyography interfaces, control paradigms, challenges and future directions. *Journal of neural engineering*, 18(4):041004, 2021.
- [7] Cristian D Guerrero-Mendez, Brayan S Moreno, Valery Ramirez-Ruiz, Mario E Duarte-Gonzalez, Andres F Ruiz-Olaya, and Sebastian Jaramillo-Isaza. Comparison of the muscular electrical activity and hip–knee joint amplitude during bent-knee sit-up movement and abdominal exercises using a five-minute shaper device: a case study on an unconditioned subject. *Journal of Physical Education and Sport*, 21(6):3577–3585, 2021.
- [8] Cristian D. Guerrero-Mendez and Andres F. Ruiz-Olaya. Coherence-based connectivity analysis of eeg and emg signals during reach-to-grasp movement involving two weights. *Brain-Computer Interfaces*, 9(3):140–154, 2022.
- [9] François Hug and Sylvain Dorel. Electromyographic analysis of pedaling: A review. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 19(2):182–198, 2009.
- [10] Esther Monge-Pereira, Jaime Ibañez-Pereda, Isabel M. Alguacil-Diego, Jose I. Serrano, María P. Spottorno-Rubio, and Francisco Molina-Rueda. Use of electroencephalography brain-computer interface systems as a rehabilitative approach for upper limb function after a stroke: A systematic review. *PMR*, 9(9):918–932, 2017.
- [11] Natasha Padfield, Jaime Zabalza, Huimin Zhao, Valentin Masero, and Jinchang Ren. Eeg-based brain-computer interfaces using motor-imagery: Techniques and challenges. *Sensors*, 19(6), 2019.
- [12] Neethu Robinson, Ravikiran Mane, Tushar Chouhan, and Cuntai Guan. Emerging trends in bci-robotics for motor control and rehabilitation. *Current Opinion in Biomedical Engineering*, 20:100354, 2021.
- [13] Maria Alejandra Romero-Laiseca, Denis Delisle-Rodriguez, Vivianne Cardoso, Dharmendra Gurve, Flavia Loterio, Jorge Henrique Posses Nascimento, Sridhar Krishnan, Anselmo Frizera-Neto, and Teodiano Bastos-Filho. A low-cost lower-limb brain-machine interface triggered by pedaling motor imagery for post-stroke patients rehabilitation. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 28(4):988–996, 2020.

CARACTERIZACIÓN DE UNA MATRIZ DE SENSORES DE PRESIÓN BASADOS EN FIBRA ÓPTICA POLIMÉRICA (FOP) UBICADOS EN UNA SILLA DE RUEDAS PARA EL MONITORAMIENTO DE LA POSTURA

Aura Ximena González-Cely^{1 2}, Camilo A. R. Diaz², Teodiano Freire Bastos-Filho¹

¹ Laboratório de Robótica e Tecnologia Assistiva, Programa de pós-graduação em Engenharia Elétrica, Vitória, Brasil, aura.cely@edu.ufes.br, teodiano.bastos@ufes.br

² Laboratório de Telecomunicações, Programa de pós-graduação em Engenharia Elétrica, Vitória, Brasil, camilo.diaz@ufes.br

Resumen: Las úlceras de presión son generadas en personas postradas en cama y/o usuarios de sillas de ruedas, debido a los problemas de restricción de movilidad. Este problema representa un alto costo en cuanto al tratamiento y, por esto, el foco de los investigadores en esta área ha sido la prevención de la generación de úlceras y el monitoramiento de posturas. Este artículo presenta la caracterización de una matriz de sensores ubicados en el asiento de una silla de ruedas usando sensores de presión basados en Fibra Óptica Polimérica (FOP) enfocados en el proceso de monitoramiento de postura. La caracterización fue hecha evaluando parámetros estáticos como linealidad, sensibilidad, resolución y rangos de medida de seis líneas de sensores ubicados en el asiento de una silla de ruedas. Los mejores resultados de linealidad fueron 97,3 %, rango de medida de 656,3 mV, resolución entre 0,7 y 100,1 μ V y sensibilidad entre 6,9 a 141,0 mV/kg.

Palabras clave: Monitoramiento de postura, sensores de presión basados en FOP, úlceras de presión, usuarios de sillas de ruedas.

1. Introducción

Las úlceras de presión son condiciones de salud secundarias que afectan a las personas con restricciones de movilidad. El grupo del Banco Mundial hizo un censo en 2021 indicando que hay cerca de 85 millones de personas con discapacidades en Latinoamérica y el Caribe [1]. En Brasil, 7,8 millones de personas tienen discapacidades en miembros inferiores y 5,5 millones en miembros superiores [2]. Los tratamientos para úlceras de presión están relacionados a procedimientos manuales, donde enfermeros y enfermeras cambian la posición del paciente, y esto representa un alto costo incluyendo medicación y acompañamiento [3, 4]. La literatura no menciona estadísticas acerca del número de personas con discapacidades físicas o enfermedades relacionadas con escaras, sin embargo, estas discapacidades están presentes en personas con úlceras de presión o usuarios de sillas de ruedas. Por esta razón, es importante encontrar una solución a este problema.

La revisión de la literatura también menciona diferentes tipos de sensores para prevenir la generación de úlceras de presión como sensores de fuerza [5], presión [6, 7], acelerómetros [8], unidades inerciales de movimiento [9], cámaras [10], entre otros. Sin embargo, al conocimiento de los autores, la literatura no explora a profundidad el uso de sensores basados en fibra óptica, aunque algunos estudios mencionan sensores de fibra óptica para aplicaciones biomédicas [11]. Además, algunas investigaciones utilizan sensores de presión basados en FOP para el monitoramiento de parámetros

corporales [12–17].

Este artículo propone la caracterización de una matriz de sensores de presión basados en FOP ubicados en una silla de ruedas con el objetivo de prevenir la generación de úlceras de presión en usuarios de sillas de ruedas.

2. Materiales y Métodos

Se ha construido una matriz de sensores basada en FOP para medir la presión generada por el usuario cuando está sentado en la silla de ruedas. La Figura 1a muestra la señal generada por el fotodetector al hacer presión sobre el sensor, la Figura 1b muestra al usuario presionando el sensor y la Figura 1c muestra la matriz de sensores ubicada en la silla de ruedas.

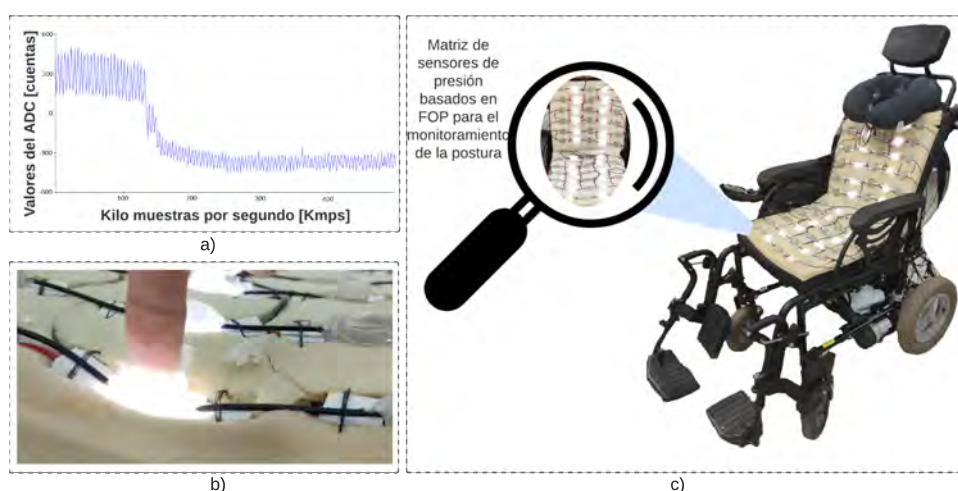


Figure 1. Sistema completo de la silla de ruedas. a) Respuesta del sensor en términos de variación de amplitud; b) Sensor presionado por el usuario; c) Matriz de sensores basados en FOP ubicados en la silla de ruedas.

La matriz de sensores fue construida en base al principio de funcionamiento de un sensor y luego se realizó la multiplexación con la fibra, obteniendo cinco sensores. Cada línea de cinco sensores es ubicada horizontalmente en el asiento y el espaldar de la silla, obteniendo 60 sensores en total puestos en la silla de ruedas.

El principio de funcionamiento del sensor es un corte transversal o zona sensitiva, la cual es generada en la fibra, donde una parte del recubrimiento y el revestimiento es removido y el núcleo es expuesto en frente de un LED (del inglés "Light Emitter Diode") de alto brillo. Se ha construido un molde 3D hecho de silicona, el cual sostiene la fibra y el LED para que el usuario haga presión sobre él. Cuando se presiona el sensor, se produce una variación entre la distancia del LED y la zona sensitiva. Al mismo tiempo, dos fotodetectores son localizados en los extremos de la fibra y estos reciben las variaciones de amplitud de la luz, las cuales son convertidas en señales eléctricas.

La Figura 2 muestra la gráfica por zonas en el asiento de la silla de ruedas. La gráfica está dividida en tres secciones donde se distinguen 2 líneas de sensores y sus respectivos fotodetectores. Las señales de amplitud por cada sección representan variaciones producidas con pesos calibrados de 1 kg a 5 kg. Se representan cuatro señales ya que se utilizan 4 fotodetectores en las dos líneas de sensores, es decir, dos fotodetectores en cada línea. Las variaciones de amplitud se hicieron en un ambiente de laboratorio con los sensores ubicados estáticamente.

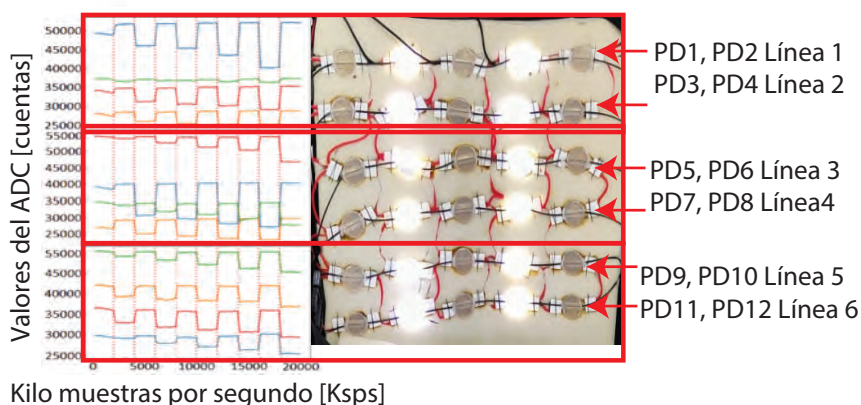


Figure 2. Gráficas por zona en la silla de ruedas.

El comportamiento de los sensores es lineal basado en la línea de tendencia de los sensores. El análisis por fotodetector se hace para obtener los parámetros estáticos por sensor como punto de corte de la recta con el eje X ("offset"), linealidad, sensibilidad, rangos de medida y resolución.

3. Resultados y discusión

La curva de caracterización por sensor permite obtener parámetros como linealidad, sensibilidad, resolución y rango de medida. La caracterización está hecha por cada línea de sensores. Un ejemplo de colección de datos es ilustrado en la Figura 3, donde se visualiza el comportamiento de una línea de sensores. Cada punto en la gráfica es un peso calibrado, variando desde 0 kg a 5 kg.

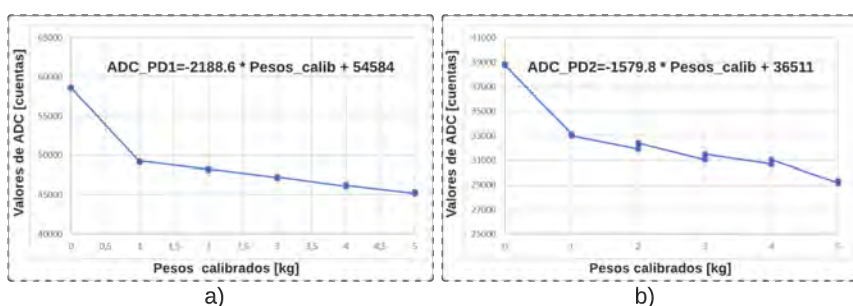


Figure 3. Línea de tendencia de sensores ubicados en el asiento de la silla de ruedas. a) Gráfico de respuesta del fotodetector 1; b) Gráfico de respuesta del fotodetector 2.

La Tabla 1 muestra la linealidad de los sensores. Estos valores dependen de la sintonización del circuito de los fotodetectores y del acople de luz de los sensores. Por ejemplo, la línea cuatro de sensores muestra que el fotodetector 1 (PD1) tiene una alta linealidad a comparación del fotodetector 2 (PD2) ubicado al otro extremo de la fibra.

Table 1. Características de linealidad de la matriz de sensores.

Línea de sensores	Valores de PD1 [%]	Valores de PD2 [%]
1	96,6	85,3
2	43,4	89,0
3	87,6	89,6
4	97,3	87,3
5	94,7	73,5
6	94,1	84,2

La Tabla 2 muestra la sensibilidad por cada línea de sensores. La sensibilidad es obtenida graficando la respuesta de los sensores, y la pendiente de la curva es la sensibilidad alcanzada por sensor.

Table 2. Características de sensibilidad de la matriz de sensores ubicados en el asiento de la silla de ruedas.

Línea de sensores	Valores de PD1 [mV/kg]	Valores de PD2 [mV/kg]
1	110,8	36,4
2	6,9	58,6
3	141,0	58,5
4	65,0	71,1
5	42,0	38,7
6	54,0	60,2

La Tabla 3 muestra la resolución y el rango de medidas de los sensores ubicados en el asiento. Los valores están basados en la resolución del conversor análogo digital del microcontrolador usado para obtener la información de los fotodetectores. La resolución ideal del conversor análogo a digital es 16 bits.

Table 3. Resolución y rango de medida de la matriz de sensores.

Línea de sensores	Valores de PD1 [mV]	Valores de PD [mV]	Resolución de PD1 [μ V]	Resolución de PD2 [μ V]
1	630,6	190,6	9,6	2,9
2	46,0	354,5	0,7	5,4
3	656,3	295,2	100,1	4,5
4	308,5	368,0	4,7	5,6
5	240,5	221,0	3,6	3,3
6	264,6	379,3	4,0	5,7

Basado en los resultados de la Tabla 3, el rango de valores de linealidad está entre 43,4 % y 97,3 % en el lado derecho de la silla de ruedas, y al lado izquierdo está entre 73,5 % y 89,6 %. La baja linealidad al lado derecho, exactamente en la línea 2, se debe al acoplamiento de luz entre la fibra y la fuente de luz. Esto significa que en un extremo de la fibra las variaciones de luz son más detectables que al otro extremo de la fibra.

La sensibilidad está entre 6,9 mV/kg y 141,0 mV/kg al lado derecho, y al lado izquierdo está entre 36,4 a 71,1 mV/kg. Además, el mejor rango de medida al lado derecho es de 656,3 mV, y al lado izquierdo es de 379,3 mV. Finalmente, la mejor resolución es 0,7 μ V al lado derecho, y al lado izquierdo es 2,9 μ V.

Las linealidades de los sensores están basados en la caracterización hecha, sin embargo, la fibra óptica no retorna al valor inicial de amplitud cuando el sensor deja de ser presionado. Esto sucede debido a la construcción del sensor, ya que la fibra no está posicionada en un lugar estático. Sin embargo, el uso de técnicas de Aprendizaje de máquina permiten procesar mejor las señales para dar solución a este inconveniente. Algunos estudios presentados en la literatura han mostrado que el uso de filtros lineales, como filtros de media, permiten mejorar la estabilidad de la fibra en términos de la señal eléctrica [18].

Comparado con la literatura, la linealidad de la matriz de sensores presenta valores cercanos al trabajo de Leal-Junior et. al [19], con una linealidad de 99,9 %. Además, Avellar et. al [20] hizo una caracterización similar con pesos calibrados en un sistema multiplexado, pero el sistema tiene más ruido que el sistema presentado en esta investigación.

Avellar et. al [21] también presentó una línea de cinco sensores donde las sensibilidades están entre 0,11 mV/N y 15,40 mV/N, y las sensibilidades de esta investigación están entre 0,69 to 14,10 mV/N, indicando que el sistema puede ser usado en aplicaciones como identificación de impacto y evaluación de balanceo.

4. Conclusión

Se ha hecho la caracterización de sensores de presión basados en FOP localizados en el asiento de una silla de ruedas. El rango de valores de linealidad está entre 43,4 % y 97,3%. La sensibilidad está entre 6,9 a 141,0 mV/kg en el lado izquierdo, y en el lado derecho entre 36,4 a 71,1 mV/kg. El mejor rango de sensibilidad fue 656,3 mV al lado izquierdo, y al lado derecho 379,3 mV. La mejor resolución es de 0,7 μ V al lado izquierdo y al lado derecho de 2,9 μ V. La caracterización permitió conocer el comportamiento de la fibra óptica para la futura implementación del sistema de monitoramiento de postura y prevenir la generación de úlceras de presión en usuarios de sillas de ruedas. Trabajos futuros estarán enfocados en la mejora de la medición de los sensores, debido a que la fibra óptica no retorna a su posición original cuando el usuario deja de hacer presión sobre el sensor.

5. Reconocimientos

Aura Ximena González-Cely agradece el apoyo financiero de CAPES (001). Camilo Arturo Rodríguez-Díaz agradece el apoyo financiero de FAPES (459/2021), CNPq (310668/2021–2), y MCTI/FNDCT/FINEP (2784/20). Teodiano Freire Bastos-Filho agradece el apoyo financiero de CNPq (301233/2018–7). Todas las entidades anteriormente mencionadas son de Brasil.

References

1. World Bank Group. *Disability inclusion in Latin America and the Caribbean. A path to sustainable development*. Available online: <https://documents1.worldbank.org/curated/en/099245012012119963/pdf/P17538307e2d230450b71f0065aed6f1f75.pdf>. (accessed on February 6th, 2023).
2. *National Survey of Health. Information about homes, access and use of health services*. Available online: <https://biblioteca.ibge.gov.br/visualizacao/livros/liv101748.pdf>. (accessed on February 6th, 2023).
3. Haesler, E. Prevention and treatment of pressure ulcers/injuries: quick reference guide. *European Pressure Ulcer Advisory Panel, National Pressure Injury Advisory Panel and Pan Pacific Pressure Injury Alliance (EPUAP/NPIAP/PPPIA)* (2019).

4. Schutt, S. C., Tarver, C. & Pezzani, M. Pilot study: Assessing the effect of continual position monitoring technology on compliance with patient turning protocols. *Nursing open* **5**, 21–28 (2018).
5. Vermander, P., Mancisidor, A., Cabanes, I., Perez, N. & Torres-Unda, J. Intelligent Sitting Posture Classifier for Wheelchair Users. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering* **31**, 944–953 (2023).
6. Ahmad, J., Andersson, H. & Sidén, J. Screen-Printed Piezoresistive Sensors for Monitoring Pressure Distribution in Wheelchair. *IEEE Sensors Journal* **19**, 2055–2063 (2019).
7. Ahmad, J., Andersson, H. & Sidén, J. *Sitting posture recognition using screen printed large area pressure sensors in 2017 IEEE SENSORS* (2017), 1–3.
8. Gupta, R., Gupta, A. & Aswal, R. *Detection of Poor Posture using Wearable Sensors and Unsupervised Learning in 2021 7th International Conference on Advanced Computing and Communication Systems (ICACCS)* **1** (2021), 527–531.
9. Ma, C. *et al.* Activity recognition of wheelchair users based on sequence feature in time-series in *2017 IEEE International Conference on Systems, Man, and Cybernetics (SMC)* (2017), 3659–3664.
10. Bhatlawande, S. & Girgaonkar, I. *Elderly Care System for Classification and Recognition of Sitting Posture in 2022 2nd International Conference on Intelligent Technologies (CONIT)* (2022), 1–7.
11. Ochoa, M., Algorri, J. F., Roldán-Varona, P., Rodríguez-Cobo, L. & López-Higuera, J. M. Recent Advances in Biomedical Photonic Sensors: A Focus on Optical-Fibre-Based Sensing. *Sensors* **21**. ISSN: 1424-8220 (2021).
12. Tavares, C. *et al.* Sensor Cell Network for Pressure, Temperature and Position Detection on Wheelchair Users. *International Journal of Environmental Research and Public Health* **19**. ISSN: 1660-4601 (2022).
13. Rocha, M. *et al.* FBGs Based System for Muscle Effort Monitoring in Wheelchair Users. *IEEE Sensors Journal* **22**, 12886–12893 (2022).
14. Rocha, M. *et al.* *Monitoring of the muscle effort in wheelchair users using FBG-based sensors in Optical Sensing and Detection VII* (eds Berghmans, F. & Zergioti, I.) **12139** (SPIE, 2022), 1213912.
15. Carrigan, W. *et al.* Design and operation verification of an automated pressure mapping and modulating seat cushion for pressure ulcer prevention. *Medical Engineering Physics* **69**, 17–27. ISSN: 1350-4533 (2019).
16. Safarloo, S., Núñez-Cascajero, A., Sanchez-Gomez, R. & Vázquez, C. Polymer Optical Fiber Plantar Pressure Sensors: Design and Validation. *Sensors* **22**. ISSN: 1424-8220 (2022).
17. Ballaji, H. K. *et al.* Optical Fibre Sensor for Capillary Refill Time and Contact Pressure Measurements under the Foot. *Sensors* **21**. ISSN: 1424-8220 (2021).
18. Leal-Junior, A. G. *et al.* Polymer Optical Fiber Sensors in Healthcare Applications: A Comprehensive Review. *Sensors* **19**. ISSN: 1424-8220 (2019).
19. Leal-Junior, A. G., Frizzera, A. & José Pontes, M. Sensitive zone parameters and curvature radius evaluation for polymer optical fiber curvature sensors. *Optics Laser Technology* **100**, 272–281. ISSN: 0030-3992 (2018).

20. Avellar, L. M., Leal-Junior, A. G., Diaz, C. A. R., Marques, C. & Frizera, A. POF Smart Carpet: A Multiplexed Polymer Optical Fiber-Embedded Smart Carpet for Gait Analysis. *Sensors* **19**, ISSN: 1424-8220 (2019).
21. Avellar, L. *et al.* Polymer Optical Fiber-Based Smart Garment for Impact Identification and Balance Assessment. *IEEE Sensors Journal* **21**, 20078–20085 (2021).



INFLUENCE OF A WALKER WITH DYNAMIC WEIGHT SUPPORT ON A LOWER LIMB EXOSKELETON: DEVELOPMENT PROCESS AND OUTCOME EVALUATION

Gabriel Patti Sanches Coelho, Jonathan Campo Jaimes, Adriano Almeida Gonçalves Siqueira
São Carlos School of Engineering (EESC USP), Brazil, gabriel.patti@usp.br, jonathancj@usp.br,
siqueira@sc.usp.br

Abstract: *This research project developed and evaluated a dynamic weight-support walker for lower limb exoskeletons, considering ground walking. In this sense, possible solutions were studied both from the mechanical and ergonomic points of view, enabling the user to use the exoskeleton safely and comfortably and obtaining better control data. The robotic lower limb exoskeleton Exo-TAO was used to evaluate the walker. It was developed at the Robotic Rehabilitation Laboratory of EESC/USP and is used for the gait rehabilitation of patients with motor impairment from stroke or spinal cord injury. The exoskeleton was attached to the structure, and healthy users performed gait tests on the ground and a treadmill. The tests aimed to evaluate the effects of mechanical adjustments and elastic weight compensation of the exoskeleton on the ergonomic perception of users and to obtain and compare the control data captured in the previous and current support structure. The obtained results demonstrate a notable improvement in user comfort as well as in the support of the Exo-TAO. Additionally, the obtained control data proved to be more predictable and stable.*

Keywords: *Exoskeleton, Walker, Weight support, Lower limbs.*

1. Introduction

Exoskeletons for rehabilitating patients who have suffered a stroke or incomplete spinal cord injury (SCI) seek to promote cortical motor reorganization to improve gait patterns. However, exoskeletons for rehabilitation of people with disabilities are currently composed of mechanical structures of high weight and volume, which can cause a great deal of effort on the part of the person with disabilities when trying to perform simple rehabilitation movements of the lower limbs in the standing position. In this context, the CPWalker rehabilitation platform [1] is a robotic system consisting of an exoskeleton connected to a walker, which offers support and stability to the user during over-ground training. Following the same approach, the Lokomat [5] is a rehabilitation device that employs a similar concept. It suspends the user using a vest while simultaneously providing support for the lateral robotic legs, which are utilized in the rehabilitation of patients with cerebral palsy or acquired brain injuries.

The Exo-TAO modular exoskeleton and its control strategies [4] used in this research were evaluated considering only walking on a treadmill. However, walking on the ground is necessary for a complete evaluation of the control strategies.

Previous work in the area has observed differences between walking on the ground and a treadmill. Regarding the kinematics of walking on the ground, [6] states that the maximum and minimum values of the curves are more prominent, which implies a slightly more extensive range of motion when the user walks on the ground. Therefore, less range of motion is expected during walking on the treadmill.

Dynamically, the differences are more noticeable. Concerning ground reaction forces, [6] states that the peak braking force (the force acting against the front part of the leg when the foot hits the ground) and the medial shear force were lower during treadmill walking. In the case of the knee, this force appears when the foot hits the ground, and the knee is locked to dissipate the potential and kinetic energy of the swing phase [2]. Concerning joint torques, between treadmill and ground walking, only the peak knee extension torque showed more significant differences than the associated repetition values during the experiment. Thus, the access to a structure with weight support that allows testing with the exoskeleton on the treadmill and the ground is fundamental for a complete study of gait, being able to better differentiate and characterize its phases.

2. Development

2.1 Method

2.1.1 Exo-TAO

The robotic exoskeleton for lower limbs, Exo-TAO, as depicted in figures 1(a) and 1(b) was utilized to assess the walker. This exoskeleton exhibits modularity characteristics, enabling the user to engage one or multiple joints and providing various modes of activation for the robotic system's joints [4]. The Exo-TAO joints (hip, knee, and ankle) are actuated by serial elastic actuators (SEAs), allowing for adjustable impedance control throughout different gait phases and ensuring a secure interaction with the patient [3].

2.1.2 Previous weight support system

Figure 1(c) illustrates the weight compensation arrangement utilized for assessing the control techniques of the Exo-TAO exoskeleton. This setup consisted of a stationary metal frame positioned on a treadmill, accompanied by an array of buckles and straps connecting the exoskeleton's sidebars (in the hip region) to the fixed frame. Throughout the experiments, the weight compensation system lacked adjustability, leading to discomfort and impeding the accurate collection of control data.

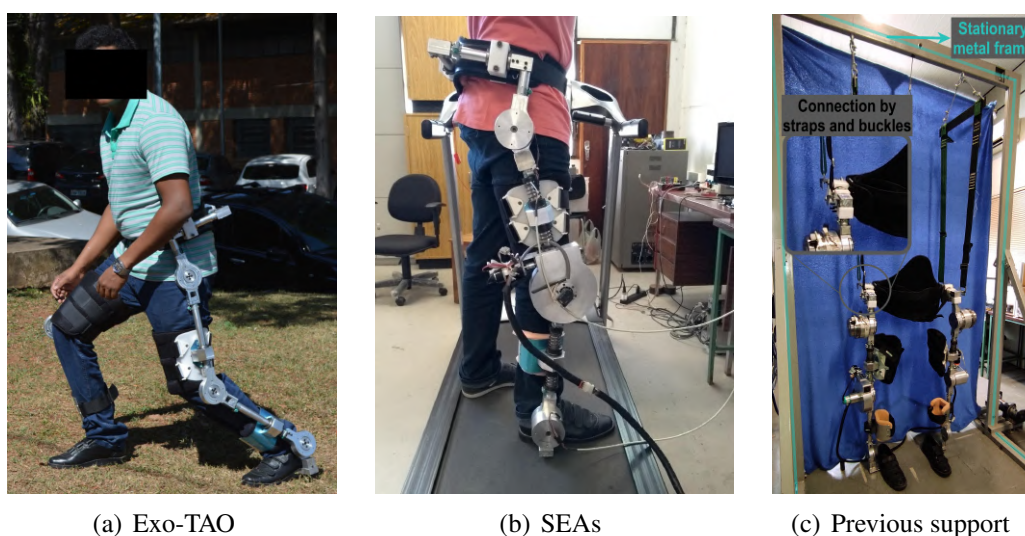


Figure 1: Exoskeleton Exo-TAO and support

2.1.3 Current dynamic weight support walker

Seeking to solve the problems of the previous structure, a walker was designed to sustaining the weight of the exoskeleton dynamically, i.e., allowing the vertical oscillation of the hip when walking and maintaining the weight support of the exoskeleton. For the project, structural profiles made of aluminum 6063-T5 were used, due to the good relation between mass and resistance, besides the high adjustment capacity that enables customized changes in the dimensions of the walker; a fundamental characteristic for good ergonomic interaction between body and machine, since users with different patterns and body sizes are expected.

Profiles of 45 mm x 90 mm were used in the base of the walker, ensuring a more significant structural margin, in addition to 6" wheels that provide enough elevation for the structure to fit on the treadmill. Similar profiles to the base were used in a 2-meter high gantry to support the user's weight, depending on the assistance needed. Another support mechanism was added using a pair of vertical profiles with handles for hand support and movement assistance.

For passive exoskeleton support, a rotating arm was devised, utilizing bearings to facilitate rotation around a 1" tube. At the rear of the arm, there are six sets of passive elastic modules consisting of SAE 1070 steel springs ($k = 11.2 \text{ N/mm}$) connected to steel cable tensioners, responsible for precisely adjusting the applied traction force, achieve this by rotating the threaded ends, thereby causing a variation in the length of the mechanism (Figure 2(a)). Secured by carabiners, this assembly effectively counterbalances and supports the weight of the front section where the Exo-TAO is attached. (Figure 2(b)). This connection between the exoskeleton and the walker enables rotation between these components, ensuring the user remains consistently upright. The mechanism features an "L"-shaped polyurethane component fastened to the exoskeleton's hip tubes, ensuring center of gravity balance. Connected to this is a circular silver steel shaft that pivots within a bearing situated at the forward ends of the rotating arm (Figure 2(a)).

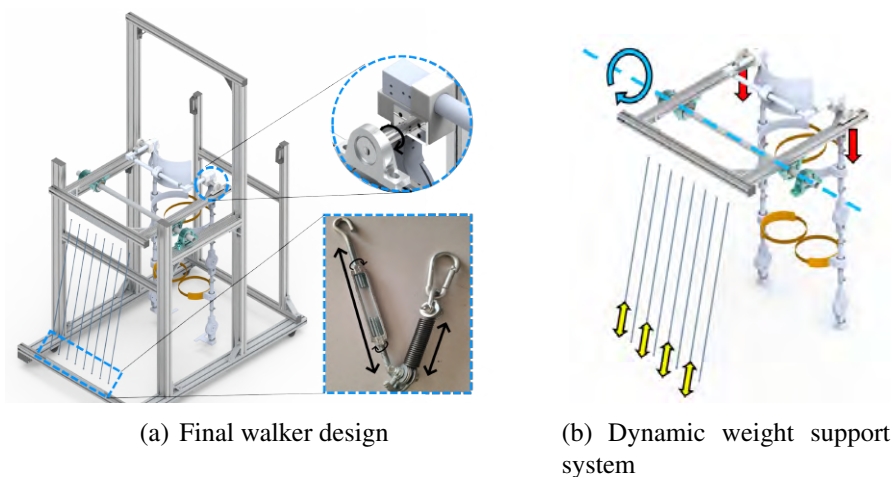


Figure 2: Final design of dynamic weight support walker

For structural evaluation, a model of the weight support and the base of the walker was built in Ansys Workbench® software since these are the most critical parts of the structure due to the major load input. The von Mises equivalent method was applied in the stress analysis, indicating the weight support's upper profile as the most critical area. The highest stresses analyzed in this region did not exceed 30 MPa, as shown in figure 3(a).

Considering the mechanical properties of the 6063-T5 aluminum (Tensile Strength: 186 MPa and Yield Strength: 145 MPa - Source: MatWeb.com), it was concluded that the structural project was

approved, and the support proved to be a safe structure for users both in the model and in the tests.

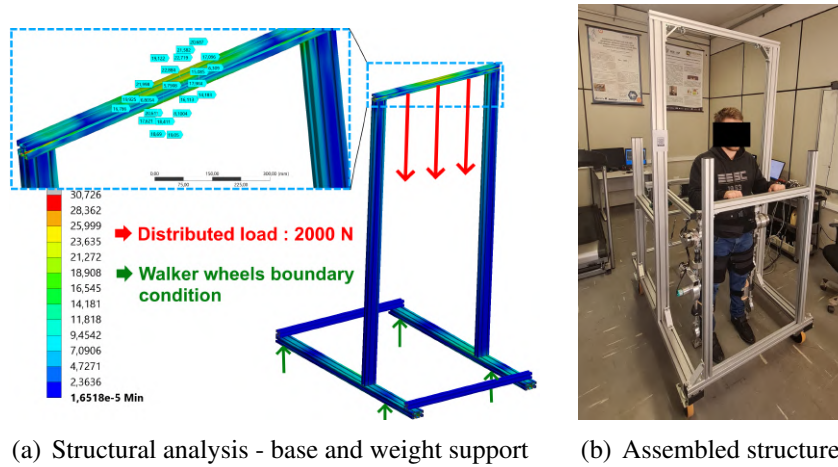


Figure 3: Structural analysis and assembly

2.2 Results

The tests with the complete set (walker attached to the exoskeleton) were carried out to evaluate the results of 2 main parameters: Ergonomics and Control Data.

2.2.1 Ergonomics

An ergonomic questionnaire was formulated to gather post-use evaluation data regarding the structure. Participants took part in walking trials using both the ground and the treadmill. On the treadmill, users walked with the previous support structure and the current designed structure for 2 minutes at a speed of 1 m/s. Additionally, they walked on the ground for 30 seconds with the current structure.

The structure was randomly tested with 4 healthy users, 3 males, and 1 female, who showed these average characteristics: Age: 21.6 ± 2 years; Height: 1.721 ± 0.9 [m]; Weight: 71.14 ± 11 [kg];

A scale ranging from 0 to 10 was adopted for evaluation, where **0 - Very Low** and **10 - Very High** correspond to the characteristics that precede them, to evaluate user interaction and comfort.

Table 1: Ergonomic assessment of users - Current Structure

Users	1	2	3	4
Accessibility of the structure	10	10	10	8
Comfort in hand positioning	8	10	7	6
Frame size and ease of movement	6	5	8	7
Weight support of the Exo-TAO	8	10	8	9
Level of pain or discomfort	0	0	3	0

2.2.2 Control Data

For the evaluation of the control data, encoders were used at the hip joints and a PID control for the motor was positioned at the right knee joint. Thus, it was possible to collect data on the torque and angles at the analyzed joints during the gait.

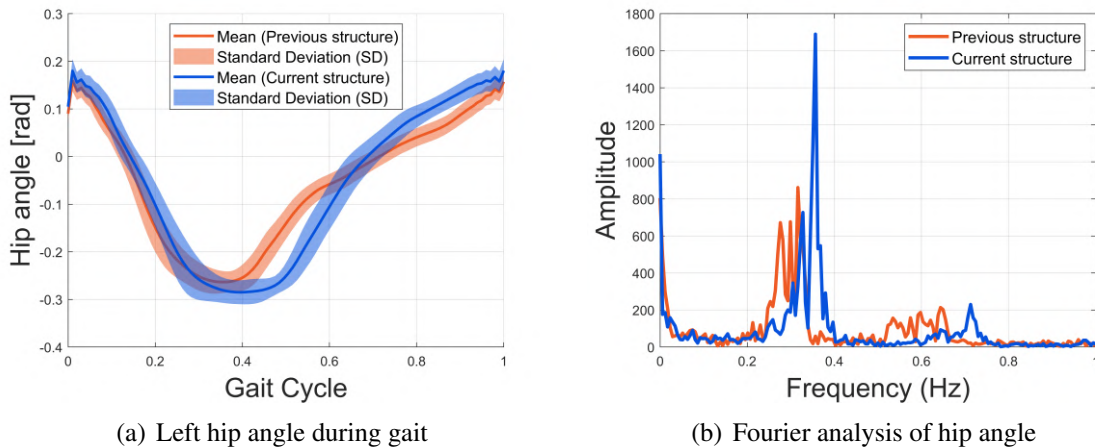


Figure 4: Angle data obtained during treadmill walking as a function of gait cycle in both structures

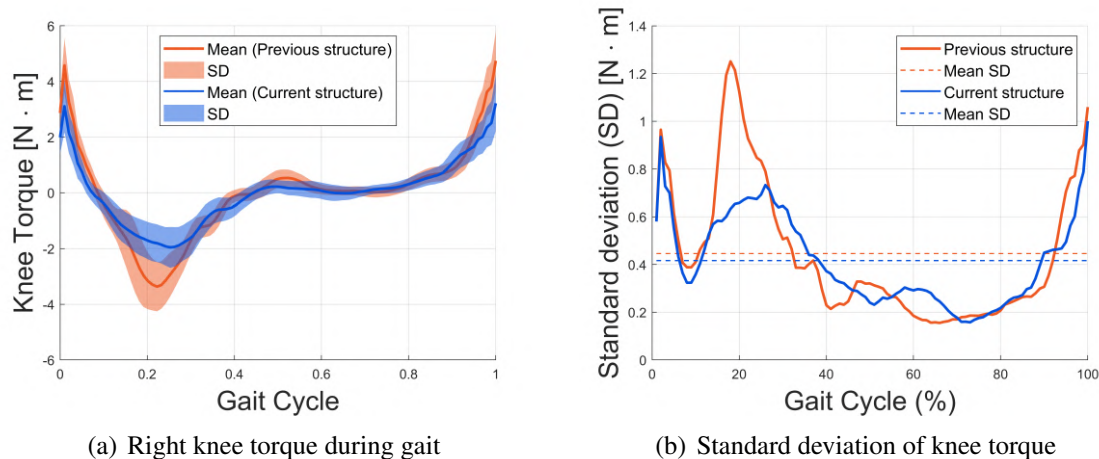


Figure 5: Torque data obtained during treadmill walking as a function of gait cycle in both structures

2.3 Discussions

According to the ergonomic questionnaire administered, the accessibility of the structure, the weight support of the Exo-TAO, and the level of pain or discomfort when using it, stood out positively in the user's evaluation, validating the main objectives of the project. For the comfort in positioning the hands, it was concluded that the position of the handles must be changed, a change facilitated by the high adjustment capacity of the structural profiles. The movement problems of the structure are mainly in the direction of the casters at the beginning of the walk, and new wheel systems will be studied. The hip data obtained from the new structure, as observed in Figure 4(a), reveals a slight increase in the maximum hip angle and a quicker return response following flexion. The Fourier analysis displayed in Figure 4(b) highlights that, in terms of the hip angle analysis, the new structure exhibits higher-amplitude energy concentrated within a narrower and higher frequency range. This characteristic indicates enhanced stability and predictability of motion. Notably, this attribute is discernible in both the first peak (first-order frequency) and the second peak (second-order frequency). Regarding the knee, when examining the obtained torque data, a substantial decrease in torque during the Midstance phase (10 - 30% of cycle) is noticeable. The average peak torque recorded in the previous structure was 3.367 [N.m], whereas in the current structure, it measured 1.955 [N.m]. This

difference reflects an approximate 42% reduction in the user's torque. Furthermore, the standard deviation indicates a significant difference between the structures also in the midstance phase, showing a less deviation in torque from the current structure. These findings indicate effective weight compensation for the Exo-TAO, resulting in decreased impedance and enhanced transparency within the robotic control. Lastly, new techniques for predicting the interaction between the robot and the user are under investigation, aiming to be incorporated into the control code.

3. Conclusions

The results indicate the importance of dynamic weight compensation of the exoskeleton, both in user ergonomics and control data capture. Ergonomically, the structure enabled the joint movement of the exoskeleton with the human hip, reducing body slippage and misalignments between the biological and mechanical joints. Regarding the robotic control, the dynamic compensation of the exoskeleton weight reduced the transfer of inconstant load to the lower limbs. This has resulted in lower torque readings, along with enhanced synchronization and predictability between the hip joint and the exoskeleton joint, generating a more effective action of the algorithm in rehabilitation.

4. Acknowledgements

This work is supported by Pro-Rectorry 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, National Council for Scientific and Technological Development (CNPq), and São Paulo Research Foundation (FAPESP) under grant 2019/05937-7 and 2023/00315-3.

5. References

- [1] C. Bayón, O. Ramírez, J.I. Serrano, M.D. Del Castillo, A. Pérez-Somarrriba, J.M. Belda-Lois, I. Martínez-Caballero, S. Lerma-Lara, C. Cifuentes, A. Frizera, and E. Rocon. Development and evaluation of a novel robotic platform for gait rehabilitation in patients with cerebral palsy: Cpwalker. *Robotics and Autonomous Systems*, 91:101–114, 2017.
- [2] D. R. Bennett, J. T. Blackburn, M. C. Boling, M. McGrath, H. Walusz, and D. A. Padua. The relationship between anterior tibial shear force during a jump landing task and quadriceps and hamstring strength. *Clinical Biomechanics*, 23(9):1165–1171, 2008.
- [3] W. M. dos Santos, G. A. P. Caurin, and A. A. G. Siqueira. Design and control of an active knee orthosis driven by a rotary series elastic actuator. *Control Engineering Practice*, 58:307–318, 2017.
- [4] W. M. dos Santos, S. L. Nogueira, G. C. de Oliveira, G. G. Peña, and A. A. G. Siqueira. Design and evaluation of a modular lower limb exoskeleton for rehabilitation. In *2017 International Conference on Rehabilitation Robotics (ICORR)*, pages 447 – 451, London, 2017.
- [5] S. Jezernik, G. Colombo, T. Keller, H. Frueh, and M. Morari. Robotic orthosis lokomat: A rehabilitation and research tool. *Neuromodulation*, 6(2):108–115, 2003.
- [6] P. O. Riley, G. Paolini, U. Della Croce, K. W. Paylo, and D. C. Kerrigan. A kinematic and kinetic comparison of overground and treadmill walking in healthy subjects. *Gait & Posture*, 26(1):17–24, 2007.

**UMA REVISÃO SOBRE OS EFEITOS SINÉRGICOS DE ESTIMULAÇÃO
TRANSCRANIAL POR CORRENTE CONTÍNUA EM COMBINAÇÃO COM
INTERFACE CÉREBRO COMPUTADOR BASEADA EM IMAGINAÇÃO MOTORA
NA REABILITAÇÃO DE PACIENTES PÓS-AVC**

Sheida Mehrpour¹, Teodiano Freire Bastos-Filho^{1,2}

¹Programa de Pós-Graduação em Biotecnologia, Universidade Federal do Espírito Santo (UFES), Vitória-ES

²Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica, UFES, Vitória-ES

Resumo:

Esta pesquisa é focada nas áreas de Biotecnologia e Engenharia Médica, cujo objetivo é criar novos métodos de reabilitação de baixo custo para pacientes pós-AVC (Acidente Vascular Cerebral através da combinação de diferentes técnicas e equipamentos, tais como Estimulação Transcraniana por Corrente Contínua Cérebro-Cerebelar (cETCC), Estimulação Espinhal por Corrente Contínua (EECC), Imaginação Motora Baseada em Interface Cérebro Computador (IM-ICC), Realidade Virtual (RV) e Cicloergômetro Robótico (Pedal Motorizado) como dispositivo de reabilitação.

Palavras-chave: AVC, IM-ICC, cETCC, EECC

Abstract:

This research is focused on the Biotechnology and Medical Engineering fields and its goal is to create new low-cost rehabilitation methods for post-stroke patients through the combination of different techniques and equipment, such as cerebro-cerebellar transcranial Direct Current Stimulation (ctDCS) and transcutaneous spinal Direct Current Stimulation (tsDCS), Motor Imagery based on Brain Computer interface (MI-BCI), Virtual Reality (VR) and a robotic cycle ergometer (Motorized Pedal) as a rehabilitation device.

Palavras-chave: Stroke, MI-BCI, ctDCS, tsDCS.

1. Introdução

O AVC é definido como uma perda abrupta da função cerebral, resultante da obstrução da corrente sanguínea para uma parte do cérebro. Os sobreviventes de AVC normalmente são impactados por uma grande mudança em suas Atividades da Vida Diária (AVDs) e relacionamento com seus familiares [1]. Técnicas não invasivas, tais como a *Estimulação Transcraniana Por Corrente Contínua* (ETCC) e IM-ICC, são terapias experimentais que

podem acelerar a recuperação de várias habilidades motoras. O objetivo primário deste estudo é determinar se há concordância na conclusão desses estudos para melhorar a recuperação de membros superiores e inferiores de pacientes pós-AVC em comparação com um grupo controle compostos por indivíduos saudáveis. O objetivo secundário é utilizar estas informação com o fim de aprimorar nosso protocolo de neuroreabilitação para pacientes pós-AVC. Nosso programa de reabilitação utiliza um cicloergômetro robótico ativado por Imaginação Motora (IM) auxiliada por um ambiente de Realidade Virtual (RV) imersivo. Previamente, os pacientes recebem estimulação transcraniana, cerebelar e espinhal por corrente contínua para melhorar excitabilidade cortical e a neuroplasticidade, acelerando assim a recuperação do movimento.

2. Desenvolvimento

A IM-ICC utilizada nesta pesquisa detecta a intenção motora do paciente com base na obtenção dos padrões de Desincronização e Sincronização Relacionados a Eventos (ERD/ERS, do inglês Event-Related Desynchronization/Synchronization) dos ritmos cerebrais mu e beta gerados pela intenção e execução do movimento [2]. No entanto, o uso de ICCs em pacientes que sofrem de deficiências motoras graves é limitado, devido à dificuldade de detectar com precisão o padrão ERD gerado pela imaginação motora [3]. Matsumoto et al. [4] relataram que a ETCC anódica aumenta a magnitude do mu-ERD induzido por IM, facilitando sua detecção, o que é de interesse para nossa pesquisa.

Assim, esta revisão da literatura explora os resultados de estudos realizados nos últimos sete anos (2015-2022) sobre aplicações combinadas de ETCC e ICCs baseadas em IM em pacientes com AVC e sujeitos saudáveis. Entretanto, as principais características dos métodos utilizados nos estudos revisados diferem entre si, resultando em dados heterogêneos que dificultam uma análise sistemática. Embora tenha sido desafiador comparar esses diferentes métodos, devido à falta de um protocolo de intervenção padronizado, foram identificadas algumas características comuns, as quais são mostradas nas Tabelas 1 e 2.

2.3 Método

Uma revisão da literatura foi realizada com PubMed/Medline e Scopus desde janeiro de 2015 até agosto de 2022, utilizando os termos de pesquisa "MI-BCI" AND "tDCS". Os seguintes critérios foram utilizados para determinar se um artigo deveria ser incluído nesta revisão: 1) Estudos que utilizaram a combinação de técnicas de IM baseadas em BCI com tDCS; 2)

Estudos com foco na reabilitação do AVC; 3) Pesquisas que realizaram um teste piloto em voluntários saudáveis ou um ensaio clínico em sobreviventes de AVC. Também foram verificados os seguintes critérios de exclusão para os artigos: 1) Artigos de revisão, conferências e estudos com temas não relacionados; 2) Estudos direcionados a outras doenças neurológicas além do AVC. Os estudos revisados, conforme os aspectos mais comuns investigados, foram classificados em três grupos: 1) Diferenças principais da metodologia utilizada (Tabela 1); 2) Condições da ETCC(Tabela 2); 3) Efeitos da combinação entre ETCC e IM-ICC na melhora da reabilitação (Tabela 2).

2.4 Resultados

Quarenta e cinco artigos foram encontrados, utilizando os termos de pesquisa e, após analisar os critérios de inclusão e exclusão, foram selecionados treze estudos de interesse. Embora a falta de um protocolo de intervenção padronizado tenha dificultado a comparação entre eles, foram extraídas características comuns interessantes, como mostrado nas Tabelas 1 e 2.

Tabela 1 - Resultados

Autor-Ano	Desenho de estudo	Participantes	Tamanho de amostra	Membro reabilitado	Tipo de Feedback
Ang et al.2015 [5]	Cego simples	AVC crônico	19	Membro superior	MIT – Robô Manus
Kasashima et al.2015 [6]	Cego simples	AVC crônico	18	Membro superior	Órtese mioelétrica
Baxter et al.2016 [7]	Cego dupla randomizado	Sujeitos saudáveis	29	Membro superior	Feedback Visual
Hong et al.2017 [8]	Cego dupla randomizado	AVC crônico	19	Membro superior	MIT – Robô Manus
Baxter et al.2017 [9]	Cego dupla randomizado	Sujeitos saudáveis	12	Membro superior	Feedback Visual
Rodriguez et al.2018 [10]	Cego simples	Sujeitos saudáveis	14	Membro inferior	Feedback Visual
Renda et al.2019 [11]	Cego simples	Sujeitos saudáveis	18	Membro superior	Feedback Visual
Qi et al.2019 [12]	Cego dupla randomizado	AVC crônico	19	Membro superior	MIT – Robô Manus
Ortiz et al.2020 [13]	Cego simples	Sujeitos saudáveis	12	Membro inferior	Feedback Visual
Chew et al.2020 [14]	Cego dupla randomizado	AVC crônico	19	Membro superior	MIT – Robô Manus
Cheng et al.2021 [15]	Cego dupla randomizado	AVC crônico e grupo controle	19 11	Membro superior	MIT – Robô Manus
Hu et al.2021 [16]	Cego dupla randomizado	AVC sub-crônicoe grupo controle	19 11	Membro superior	Feedback Visual MIT –Robô Manus
Xie et al.2021 [17]	Cego simples	Sujeitos saudáveis	15	Membro superior	Feedback Visual

Tabela2 - Resultados

Autor-Ano	Tipo de ETCC	Número de sessões	Intensidade de corrente	Tempo de intervenção	Efeitos de métodos combinados em reabilitação
Ang et al.2015 [5]	Bilateral	10 sessões entre duas semanas	1 mA	20 min	Melhoria
Kasashima et al.2015 [6]	Unilateral	10 sessões entre duas semanas	1 mA	10 min	Melhoria
Baxter et al.2016 [7]	Unilateral bipolar HD	3 sessões com 48 h de intervalo entre sessões	2 mA	20 min	Melhoria
Hong et al.2017 [8]	bilateral	10 sessões em duas semanas	1 mA	20 min	Melhoria
Baxter et al.2017 [9]	Unilateral bipolar HD	3 sessões com 48 h de intervalo entre sessões	2 mA	20 min	Melhoria
Rodriguez et al.2018 [10]	Bilateral	5 sessões consecutivas	densidade de 0,4 mA/cm ²	15 min	Melhoria
Renda et al.2019 [11]	Bilateral bipolar HD	10 sessões entre duas semanas	1 mA e 2 mA	20 min	Melhoria
Qi et al.2019 [12]	Bilateral	10 sessões entre duas semanas	1 mA	20 min	Melhoria
Ortiz et al.2020 [13]	Bilateral	5 sessões com consecutiva	densidade de 0,3 mA/cm ²	15 min	Melhoria
Chew et al.2020 [14]	Bilateral	10 sessões entre duas semanas	1 mA	20 min	Melhoria
Cheng et al.2021 [15]	Bilateral	10 sessões entre duas semanas	1 mA	20 min	Melhoria
Hu et al.2021 [16]	Bilateral	10 sessões entre duas semanas	1 mA	20 min	Nenhuma diferença
Xie et al.2021 [17]	Unilateral	3 sessões consecutivas	2 mA	10 min	Melhoria

HD: High Density (Densidade Alta)

2.5 Discussão

Os principais problemas com as atuais ICCs são sua baixa confiabilidade e baixo desempenho. Como previamente mencionado, o uso de ICCs em pacientes com deficiências motoras graves é limitado, pois há certa dificuldade em detectar com precisão o padrão ERD gerado pela imaginação motora [3]. Mas como visto na revisão de literatura, o ETCC anódico aumenta a excitabilidade cortical do córtex motor primário (M1) ipsilesional, fazendo com que os neurônios dessincronizados fiquem mais ativados quando a IM é realizada, facilitando a detecção do padrão ERD e, portanto, uma maior precisão da ICC [5]. Por outro lado, as ICCs que operam em conjuntos com sistemas de RV podem aumentar a motivação individual do sujeito, tornando a reabilitação mais atraente [18].

Pesquisas recentes demonstram que, após um AVC, o volume total do cérebro varia de maneira heterogênea [19], e um outro estudo postulou ser possível que as taxas de atrofia após o AVC possam ser um biomarcador útil para testar intervenções de forma a diminuir a neurodegeneração subsequente ao AVC [20]. Assim, considerando essas descobertas recentes, levantamos a hipótese de que as alterações teciduais após um AVC podem afetar a

distribuição de corrente no córtex cerebral durante a intervenção e alterar a extensão da excitabilidade induzida durante a estimulação transcraniana. Como resultado, propomos a realização de mais pesquisas para desenvolver um protocolo de intervenção ETCC específico e individualizado que varie a intensidade da corrente e a duração da intervenção, dependendo do volume de tecido cerebral de cada sujeito. Acreditamos que essa abordagem possa levar a resultados mais confiáveis e permitir uma comparação com outras metodologias. Ademais, a literatura relata que protocolos periódicos, como os propostos por Monte-Silva et al. [21], podem prolongar o efeito posterior da ETCC, o que é de interesse para este estudo.

Todavia, apesar da heterogeneidade dos resultados, as conclusões dos estudos revisados nesta literatura confirmam o efeito sinérgico do ETCC e IM-ICCs nos processos de reabilitação de pacientes com AVC. A Tabela 3 apresenta o resumo das conclusões dos estudos revisados.

Tabela3 – Conclusões dos estudos revisados

Autor - Ano	Conclusão
Ang et al.2015 [5]	A IM pode se traduzir em uma integração sensório-motora aprimorada, sendo demonstrada a eficácia da IM-ICC como uma ferramenta para a recuperação motora de pacientes pós-AVC
Kasashima et al.2015 [6]	ETCC anodal pode ser uma ferramenta de condicionamento para treinamento de uma ICC em pacientes com AVC hemiparético
Baxter et al.2016 [7]	Os resultados sugerem que a aplicação de ETCC unilateral sobre o córtex sensório-motor afeta diferentemente as áreas corticais, com base na ativação neural específica da tarefa
Hong et al.2017 [8]	Os resultados indicam que o ETCC em combinação com ICC pode facilitar a neuroplasticidade, possuindo o potencial de refinar estratégias de reabilitação para pacientes com AVC
Baxter et al.2017 [9]	Os resultados indicam que o ETCC interage com a atividade endógena específica da tarefa para alterar a conectividade direcionada com o uso de uma ICC baseadas em ritmo sensório-motor
Rodriguez et al.2018 [10]	Os resultados indicam que o ETCC tem um efeito imediato na ativação da via neural desejada, demonstrando vantagens potenciais em acelerar a recuperação de pacientes submetidos à terapia
Renda et al.2019 [11]	A aplicação de ETCC com intensidade de corrente de 1 mA sobre a área somatossensorial levou a melhorias significativas na capacidade do usuário de controlar um ICC baseada em ritmo sensório-motor, em comparação com o uso de corrente de 2 mA
Qi et al.2019 [12]	A ETCC interveio na plasticidade neural através da reorganização dos circuitos neurais, do cerebelo afetado ao córtex motor, atingindo o músculo-alvo na reabilitação de pacientes pós-AVC
Ortiz et al.2020 [13]	Os resultados indicam que o grupo que utilizou ETCC, em comparação com o grupo que recebeu estimulação <i>sham</i> , teve um número significativo maior de interações de conectividade cerebral durante as tarefas de IM, além de um aumento da acurácia da ICC ao longo dos dias
Chew et al.2020 [14]	A ICC baseada em IM melhorou a função motora do braço afetado (com comprometimento moderado a grave) por AVC em pacientes com AVC crônico. A ETCC não gerou benefício adicional geral, embora houvesse uma tendência de maior benefício
Cheng et al.2021 [15]	A combinação de IM-ICC e ETCC pode promover a reorganização cerebral e recuperação funcional em pacientes com AVC
Hu et al.2021 [16]	Os achados demonstraram que IM-ICCs com e sem ETCC exibiram diferentes mecanismos de neuroplasticidade, em termos de atividade espontânea, em pacientes pós-AVC, além de uma melhoria motora subjacente
Xie et al.2021 [17]	Os achados demonstraram que a ETCC é uma abordagem potencial na regulação da atividade cerebral e no aprimoramento de recursos válidos durante o processamento não invasivo de uma IM-ICC

3. Conclusões

Apesar da heterogeneidade dos resultados, os estudos revisados na literatura confirmam o efeito sinérgico do ETCC e IM-ICCs nos processos de reabilitação de pacientes com AVC [5-17]. De forma complementar, utilizaremos um protocolo de intervenção específico para o sujeito, de tal forma que este protocolo modulará a intensidade e a duração da intervenção com base em medições fisiológicas e volume de tecido cerebral de forma individualizada.

4. Referências

- [1] L M Andrade, MFM Costa, J Áfio Caetano, E. Soares and E Pinheiro Beserra. A problemática do cuidado familiar do portador de acidente vascular cerebral. *Revista da Escola de Enfermagem da USP* 43 (1): 37–43. <https://doi.org/10.1590/S0080-6234200900100005>. 2009.
- [2] C B Tabernig1, L C Carrere1, C A Lopez2 and Ballario. EEG Event-Related Desynchronization of patients with stroke during motor imagery of hand movement. *Jornal Phys.: Conf. Ser.* 705 012059. 10.1088/1742-6596/705/1/012059. 2015
- [3] Y Kasahima, F Toshiyuki, M Yayoi, T Tetsuya, H Kimitaka, U Junichi, L Meigen. Modulation of Event-Related Desynchronization during Motor Imagery with Transcranial Direct Current Stimulation (TDCS) in Patients with Chronic Hemiparetic Stroke. *Experimental Brain Research* 221 (3): 263–68. <https://doi.org/10.1007/s00221-012-3166-9>. 2012.
- [4] J Matsumoto, T Fujiwara, O Takahashi, M Liu, A Kimura, J Ushiba. Modulation of Mu Rhythm Desynchronization during Motor Imagery by Transcranial Direct Current Stimulation. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation* 7 (1): 27. <https://doi.org/10.1186/1743-0003-7-27>. 2010.
- [5] Ang, C Guan, KS Phua, Ch Wang, L Zhao, WP Teo, Ch Chen, YS Ng, E Chew. Facilitating Effects of KK Transcranial Direct Current Stimulation on Motor Imagery Brain-Computer Interface with Robotic Feedback for Stroke Rehabilitation. *Arch Phys Med Rehabil* 96(3): S79–87 DOI: 10.1016/j.apmr.2014.08.008 - Google Search." 2015.
- [6] Y Kasahima-Shindo, F Toshiyuki, U Junichi, Yayoi, K Daiki, O Misa, O Takashi et al. Brain- Computer Interface Training Combined with Transcranial Direct M Current Stimulation in Patients with Chronic Severe Hemiparesis: Proof of Concept Study. *Journal of Rehabilitation Medicine* 47 (4): 318–24. <https://doi.org/10.2340/16501977-1925>. 2015.
- [7] B S Baxter, BJ Edelman, N Nesbitt, and B He. Sensorimotor Rhythm BCI with Simultaneous High Definition -Transcranial Direct Current Stimulation Alters Task Performance. *Brain Stimulation* 9 (6): 834–41. <https://doi.org/10.1016/j.brs.2016.07.003>. 2016.
- [8] X Hong, Zhk Lu, Teh Irvin, F Ali Nasrallah, WP Teo, KK Ang, KS Phua, C Guan, E Chew, K-H Chuang. Brain Plasticity Following MI-BCI Training Combined with TDCS in a Randomized Trial in Chronic Subcortical Stroke Subjects: A Preliminary Study | *Scientific Reports*. <https://www.nature.com/articles/s41598-017-08928-5>. 2017.
- [9] Baxter, B J Edelman, A Sohrabpour, B He. *Frontiers*. Anodal Transcranial Direct Current Stimulation B S Increases Bilateral Directed Brain Connectivity during Motor-Imagery Based Brain-Computer Interface Control. <https://www.frontiersin.org/articles/10.3389/fnins.2017.00691/full>. 2017.
- [10] MS Rodríguez-Ugarte, E Iáñez, M Ortiz-García, JM Azorín. Effects of TDCS on Real-Time BCI Detection of Pedaling Motor Imagery. *Sensors (Basel, Switzerland)* 18 (4): E1136. <https://doi.org/10.3390/s18041136>. 2018.
- [11] E Renda, S. A., Karmali, I Yordanova, S Schwartz, M Y ahdid, S Blain-Moraes, & M.-H. Boudrias, Effect of Transcranial Direct Current Stimulation on an Individual's Ability to Learn to Control a Brain-Computer Interface. *McGill Journal of Medicine*, 17(1). <https://doi.org/10.26443/mjm.v17i1.129>. 2019.
- [12] FH Qi, X Lu, ZK, I The, W Teo, KK Ang, K Phua, CT Guan, E Chew, and F Nasrallah. How Transcranial Direct Current Stimulation Facilitates Post-Stroke Rehabilitation. *arXiv*. <https://doi.org/10.48550/arXiv.1902.05702>. 2019.
- [13] M Ortiz, E Iáñez, J Gaxiola-Tirado, D Gutiérrez, and JM Azorin. Study of the Functional Brain Connectivity and Lower-Limb Motor Imagery Performance After Transcranial Direct Current Stimulation. *International Journal of Neural Systems* 30 (8): 2050038. <https://doi.org/10.1142/S0129065720500380>. 2020.
- [14] E Chew, W.P Teo, N Tang, KK Ang, N.Y Sien, J.H Zhou, I The, K.S Phua, L Ling Zhao, and C Guan. Using Transcranial Direct Current Stimulation to Augment the Effect of Motor Imagery-Assisted Brain-Computer Interface Training in Chronic Stroke Patients-Cortical Reorganization Considerations." *Frontiers in Neurology* 11: 948. <https://doi.org/10.3389/fneur.2020.00948>. 2020.
- [15] HJ Cheng, K Kei Ng, X Qian, F Ji, LZ Kang, WP Teo, Xin Hong, et al. Task-Related Brain Functional Network Reconfigurations Relate to Motor Recovery in Chronic Subcortical Stroke. *Scientific Reports* 11 (1): 8442. <https://doi.org/10.1038/s41598-021-87789-5>. 2021.
- [16] M Hu, HJ, Cheng, F Ji, JS Xian Chong, Z Lu, W Huang, KK Ang, KS Phua, KH Chuang, X Jiang, E Chew, C Guan and JH Zhu. Brain Functional Changes Following Rehabilitation Using Brain-Computer Interface-Assisted Motor Imagery With and Without TDCS: A Pilot Study. *Frontiers in Human Neuroscience* 15. <https://www.frontiersin.org/articles/10.3389/fnhum.2021.692304>. 2021
- [17] J Xie, M Peng, J Lu, C Xiao, X Zong, M Wang, D Gao, Y Qin, and T Liu. *Frontiers | Enhancement of Event-Related Desynchronization in Motor Imagery Based on Transcranial Electrical Stimulation*. 2021. <https://www.frontiersin.org/articles/10.3389/fnhum.2021.635351/full>. 2021
- [18] D Wen, Y Fan, SH Hsu, Xu Jian, Y Zhou, J Tao, X Lan, and F d Li. Combining Brain-Computer Interface and Virtual Reality for Rehabilitation in Neurological Diseases: A Narrative Review. *Annals of Physical and Rehabilitation Medicine* 64 (1): 101404. <https://doi.org/10.1016/j.rehab.2020.03.015>. 2021.
- [19] N Bu, L Churilov, M S Khlif, R Lemmens, A Wouters, J B Fiebach, A, Chamorro, E, B Ringelstein, B Norrving, R Laage, M Grond, G, Wilm, A Brodtmann, & Thijs, V. Early Brain Volume Changes After Stroke: Subgroup Analysis From the AXIS-2 Trial. *Frontiers in neurology*, 12, 747343. <https://doi.org/10.3389/fneur.2021.747343>. 2022
- [20] A Brodtmann, E Werden, M S Khlif, L. J., Bird, N Egorova, M Veldsman, H Pardoe, G Jackson, J Bradshaw, D Darby, T Cumming, L Churilov, & G Donnan, (). Neurodegeneration Over 3 Years Following Ischaemic Stroke: Findings From the Cognition and Neocortical Volume After Stroke Study. *Frontiers in neurology*, 12, 754204. <https://doi.org/10.3389/fneur.2021.754204>. 2021
- [21] K, Monte-Silva MF Kuo, S Hesselthaler, S Fresnoza, D Liebetanz W Paulus MA, Nitsche. Induction of Late LTP-like Plasticity in the Human Motor Cortex by Repeated Non-Invasive Brain Stimulation. *Brain Stimulation* 6 (3): 424–32. <https://doi.org/10.1016/j.brs.2012.04.011>. 2013

TERAPIA ASSISTIDA POR ROBÔ PARA O DESENVOLVIMENTO DE HABILIDADES DE DESEMPENHO E OTIMIZAÇÃO DO DESEMPENHO OCUPACIONAL DE CRIANÇAS COM TRANSTORNO DO ESPECTRO AUTISTA

**Maria Caroline Ribeiro Maciel, João Panceri, Éberte Freitas, Eliete Caldeira,
Teodiano Bastos,**

Universidade Federal do Espírito Santo (UFES), Brasil, Vitória,

maria.c.maciel@edu.ufes.br

Resumo: *O Transtorno do Espectro Autista (TEA) é um transtorno do neurodesenvolvimento que, em crianças, implica em dificuldades para alcançar os ganhos esperados para sua idade cronológica. Este estudo apresenta resultados obtidos a partir de atendimentos com o robô MARIA T21 e crianças com TEA, sendo que as observações feitas durante o período de coleta indicaram uma melhora nas habilidades de desempenho das crianças. Este estudo aponta para a eficácia da interação criança-robô na otimização das habilidades de interação social, mas também indica um potencial da terapia para o desenvolvimento das demais habilidades de desempenho e no desempenho ocupacional.*

Palavras-chave: *Transtorno do Espectro Autista; Terapia Assistida por Robô para Autistas; Terapia Ocupacional; Desempenho Ocupacional.*

Abstract: *Autism Spectrum Disorder is a neurodevelopmental disorder, which, in children, implies difficulties in achieving the expected gains for their chronological age.*

Observations made during the collection period indicated an improvement in the children's performance skills. This study points to the effectiveness of the child-robot interaction in optimizing social interaction skills, but also indicates a potential of the therapy for the development of other performance skills and occupational performance.

Keywords: *Autism Spectrum Disorder; Robot-Assisted Autism Therapy; Occupational Therapy; Occupational Performance.*

1. Introdução

O Manual Diagnóstico e Estatístico de Transtornos Mentais (DSM-5) define o Transtorno do Espectro Autista (TEA) como um transtorno do neurodesenvolvimento caracterizado por déficits persistentes na comunicação e interação social em diversos contextos e, também,

pela presença de padrões restritos e repetitivos de comportamento, interesses ou atividades (American Psychiatric Association, 2014). Em crianças com TEA são várias as barreiras que implicam em dificuldades para alcançar os ganhos esperados para a sua idade cronológica (Penteado, 2020). No que tange a gravidade, a CID-11 descreve o transtorno como grave o suficiente para causar danos no funcionamento pessoal, familiar, social, educacional e ocupacional (Organização Mundial da Saúde [OMS], 2021).

Mirando um melhor desempenho ocupacional, as terapias voltadas para o desenvolvimento de habilidades de desempenho são essenciais e a Terapia Assistida por Robô para Autistas (do inglês *Robot-Assisted Autism Therapy - RAAT*) é um recurso de Tecnologia Assistiva (TA) que tem demonstrado eficácia no desenvolvimento de habilidades cognitivas, sociais, emocionais e motoras das crianças com TEA (Alabdulkareem et al., 2022).

2. Desenvolvimento

Visando contribuir para a investigação dos efeitos proporcionados pela RAAT, este estudo apresenta resultados obtidos a partir de atendimentos com o Robô Socialmente Assistivo (RSA) denominado Robô Autônomo Móvel para Interação com Autismo e Trissomia 21 (do inglês *Mobile Autonomous Robot for Interaction with Autistic and Trisomy 21 - MARIA T21*) desenvolvido na Universidade Federal do Espírito Santo (UFES). Este estudo foi autorizado pelo Conselho de Ética da UFES (número 1.121.638) e objetiva avaliar e dissertar sobre os efeitos da RAAT nas habilidades de desempenho e no desempenho ocupacional de crianças com TEA, com foco nas Atividades de Vida Diária (AVD).

2.1 Método

2.1.1. Grupo de coleta

Quatro crianças com diagnóstico de TEA participaram do grupo de coleta, todas do sexo masculino e idades entre 6 e 8 anos. Os responsáveis assinaram o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido autorizando a participação na pesquisa.

2.1.2. Robô MARIA T21

O MARIA T21 contém em seu sistema recursos que propiciam uma maior interação entre o robô, a criança e o terapeuta e, conseqüentemente, possibilitam um maior engajamento com as terapias. O robô possui um projetor de imagens, que viabiliza a aplicação de Jogos Sérios

(JS) e, também, apresenta como potencialidade a capacidade de: movimentar a cabeça e os braços; reproduzir falas programadas – como cumprimentos (“olá”, “tudo bem?”, “tchau” e “obrigada”), elogios (“parabéns” e “muito bem”) e encorajamentos (“tente mais uma vez”) –; e reproduzir expressões faciais, simbolizando sentimentos como: felicidade, tristeza, raiva e amor. Em conjunto, os recursos do robô viabilizam estimular o desenvolvimento de diferentes habilidades de forma lúdica (Panceri et al., 2021).

Figura 1 – RSA MARIA T21



Fonte: autoria própria (2022)

2.1.3. Atendimentos

O protocolo de atendimentos de terapia assistida pelo robô MARIA T21 ocorreu no decorrer de 12 semanas, totalizando a disposição de 12 atendimentos individuais para cada criança. A média de duração dos atendimentos foi de 40 minutos e neles foram aplicados diferentes JS e atividades.

No início dos atendimentos eram entregues capas de tecido para as crianças, as quais deveriam lacear-las no pescoço do robô e, posteriormente, ao seu, e, nesta atividade as interações com o robô eram apenas verbais. Um outro momento dos atendimentos era dedicado a exercícios voltados para o alongamento de diferentes áreas do corpo, nesta atividade o robô projetava os exercícios no chão objetivando que a criança os replicasse. Os três JS aplicados funcionavam a partir de projeções e da captação dos movimentos realizados pelas crianças através de uma câmera de vídeo.

No JS “*Hungry Bird*” a criança controlava uma arara navegando por um cenário projetado no chão em busca por maçãs em árvores e para isso eram necessários movimentos dos braços e do tronco. No JS “Não deixe a bola cair!” uma bola se movimentava pelo cenário projetado chão e o objetivo era que a criança se movimentasse lateralmente, comandando a esteira em seus pés, de modo a evitar que a bola caísse no chão. Para alcançar os objetivos

desses dois JS, a crianças manter os pés no local indicado e se movimentar da maneira correta, evitando realizar movimentos compensatórios, e como potencialidade apresentada por eles, tem se a capacidade de estimular, principalmente, o desenvolvimento de habilidades motoras, a mencionar: coordenação, ritmo e estabilidade.

O JS “Memô” funcionava a partir da projeção de três quadrados de cores diferentes (azul, vermelho e amarelo) em uma mesa e sua jogabilidade baseava-se na indicação sequencial das cores por meio da iluminação dos quadrados, sendo o objetivo da criança memorizar e reproduzir a sequência tocando com as mãos nos quadrados na ordem correta, e a proposta terapêutica do JS consiste em estimular o desenvolvimento das habilidades processuais/cognitivas relacionadas, principalmente, à memória e à atenção.

Ao final dos atendimentos eram realizadas atividades focadas na coordenação motora fina, onde o robô projetava desenhos em uma mesa, com o propósito da criança contornar os traços. De início, foram utilizadas canetas e, por fim, foram utilizadas colas líquidas em tudo, progredindo o nível de força necessária para a prensão dos objetos, de modo a trabalhar a força de pinça das crianças.

2.1.4. Instrumentos de avaliação

Foram utilizados os seguintes instrumentos: Inventário de Avaliação Pediátrica de Incapacidade em sua versão virtual (do inglês *Pediatric Evaluation of Disability Inventory - Computer Adaptive Test* - PEDI-CAT), Medida Canadense de Desempenho Ocupacional (do inglês *Canadian Occupational Performance Measure* - COPM) e Perfil Sensorial. Os instrumentos são compostos por perguntas que devem ser respondidas pelos cuidadores, e objetivam avaliar diferentes áreas do desenvolvimento das crianças (Mazak et al., 2021). O PEDI-CAT foi administrado para avaliar o perfil funcional das crianças, pois permite avaliar as habilidades sociais, cognitivas e de mobilidade, bem como, avaliar o desempenho na realização das AVD. A COPM permite mensurar a percepção dos cuidadores com relação ao desempenho ocupacional das crianças e a sua satisfação com tal desempenho. E, o Perfil Sensorial avalia as habilidades de processamento sensorial, possibilitando identificar possíveis alterações.

O Perfil Sensorial foi aplicado somente na avaliação inicial, pois não se pretendia analisar possíveis ganhos com ele. O PEDI-CAT foi aplicado no primeiro dia de atendimento e no último, com um tempo de 12 semanas, separando a avaliação da reavaliação. A COPM foi

aplicada após a realização de seis atendimentos, e foi aplicado novamente no último atendimento, com um tempo de seis semanas separando a avaliação da reavaliação.

2.2 Resultados

As observações feitas durante o período de coleta e os relatos dos cuidadores indicaram para resultados positivos no desenvolvimento das crianças. Entretanto, dentre as quatro crianças participantes do grupo de coleta, apenas uma (criança 01) apresentou ganhos significativos observáveis através das avaliações padronizadas, sendo esta a criança sobre a qual os dados serão apresentados de forma mais aprofundada.

A criança 01, nas avaliações realizadas com o instrumento PEDI-CAT, apresentou as seguintes alterações em seu escore normativo: ganho de um ponto no domínio de responsabilidade; ganho de quatro pontos nos domínios de AVD e de mobilidade; e, ganho de 14 pontos na área social/cognitiva. Os resultados obtidos com a COPM indicaram uma melhora no desempenho ocupacional da criança e na satisfação da cuidadora com tal desempenho. Na pontuação de desempenho houve ganho de 1,8 pontos, saindo de 6,2 para 8,0 pontos, e na de satisfação o mesmo ganho foi observado, saindo de 7,2 para 9,0 pontos. Os resultados observados nas demais três crianças por meio da aplicação do PEDI-CAT indicaram que todas apresentaram ganho de um ponto no domínio de AVD e redução da pontuação nos demais domínios (com exceção de uma criança que apresentou ganho de quatro pontos na área social/cognitiva).

A criança 01 apresentou maior engajamento durante as terapias e, além disso, sua cuidadora demonstrou estar mais envolvida no processo terapêutico. À vista disso, acredita-se que a observada diferença entre os escores da criança 01 e das demais crianças podem ser associada a fatores de envolvimento familiar com as terapias, ao nível de habilidades sociais e cognitivas antecedentes à terapia. De resto, o fato de diferentes cuidadores terem respondido aos testes (com exceção da criança 01) pode ter afetado seus resultados.

2.3 Discussão

Os resultados indicaram que o MARIA T21 possui significativo potencial para auxiliar no desenvolvimento de habilidades de desempenho, bem como otimizar o desempenho ocupacional e realização das AVD. Entretanto, dificuldades na modulação comportamental mostraram-se como empecilhos para o melhor envolvimento das crianças na terapia.

Também puderam ser observados os efeitos do engajamento familiar nos resultados, e os efeitos que as interações verbais e visuais do robô geravam nas crianças. Os reforços positivos (as falas de elogio e encorajamento e as expressões de sentimentos como amor e felicidade) demonstraram estimular o engajamento das crianças.

3. Conclusões

O estudo apresenta como variável o fato de as crianças realizarem, concomitantemente aos atendimentos de RAAT, outras formas de terapia (como acompanhamento com psicólogo e terapeuta ocupacional). Os efeitos observados com relação aos reforços positivos dados pelo robô indicam para um possível potencial do robô MARIA T21 direcionado para uso em terapias baseadas na metodologia Análise do Comportamento Aplicada (do inglês *Applied Behavior Analysis - ABA*). Em suma, o estudo aponta para o que já vem sendo observado na literatura em relação à RAAT, a eficácia da interação criança-robô na otimização das habilidades de interação social, mas também indica um potencial para o desenvolvimento das demais habilidades de desempenho e no desempenho ocupacional como um todo. Teoriza-se, ainda, que atividades e JS direcionados diretamente para o treino de AVD podem vir a ser potencializados através do uso do robô MARIA T21.

4. Referências

- [1] A. Alabdulkareem, N. Alhakbani & A. Al-Nafjan. A Systematic Review of Research on Robot-Assisted Therapy for Children with Autism. *Sensors*, v. 22, n. 3, p. 944, 2022.
- [2] American Psychiatric Association. *DSM-5: Manual diagnóstico e estatístico de transtornos mentais*. Artmed Editora, 2014.
- [3] L. A. Penteadó. *Habilidades de vida diária e autismo: revisão de literatura*. 2020.
- [4] M. S. R. Mazak, A. D. S. A. Fernandes, G. F. Lourenço & M. F. B. Cid. Instrumentos de avaliação da terapia ocupacional para crianças e adolescentes no Brasil: uma revisão da literatura. *Cadernos Brasileiros de Terapia Ocupacional*, v. 29, 2021.
- [5] Organização Mundial da Saúde. *ICD-11 Reference Guide*. Genebra: OMS, 2019.
- [6] J. A. C., Panceri, E. Freitas, J. C., de Souza, S. L. Schreider, E. Caldeira & T. F. Bastos. A New Socially Assistive Robot with Integrated Serious Games for Therapies with Children with Autism Spectrum Disorder and Down Syndrome: A Pilot Study. *Sensors*, v. 21, n. 24, p. 8414, 2021.

TECNOLOGIAS 3D NO AUXÍLIO DE MOTORIZAÇÃO DE CARROS DE PASSEIO PARA CRIANÇAS COM DEFICIÊNCIA EM MOBILIDADE

Ewerson dos Santos Rodrigues

Graduação em Engenharia Computacional, Universidade Federal de Juiz de Fora,
ewerson.rodrigues.mg@gmail.com.br

Rodrigo de Oliveira Dias

Graduação em Engenharia Elétrica, Universidade Federal de Juiz de Fora,
dias.rodrigo@engenharia.ufjf.br

Flávia de Souza Bastos

Departamento de Mecânica Aplicada e Computacional, Universidade Federal de Juiz de Fora,
flavia.bastos@ufjf.br

Resumo: *Com a finalidade de melhorar os tratamentos terapêuticos para crianças com deficiência em mobilidade, a fisioterapia tem utilizado carrinhos motorizados adaptados. Propõe-se a utilização de tecnologias 3D, como modelagem geométrica, escaneamento ótico e impressão 3D em algumas etapas exigidas na solução. Optou-se por reproduzir e instalar uma caixa de redução de velocidade comercial encontrada em carrinho infantil elétrico. Com o domínio das técnicas, a equipe será capaz de projetar a transmissão mecânica de acordo com as necessidades de cada criança e conforme as características dos carrinhos doados, que podem ser de uma gama de marcas e modelos. Foram utilizados dois softwares de sistemas CAD, Sketchup e Onshape, para a modelagem geométrica e impressão 3D do tipo modelagem por deposição fundida (FDM). Para medições e decisão de posicionamento e forma de fixação da caixa à estrutura do carrinho, o mesmo foi escaneado utilizando o sensor KINECT e software Skanect. Ainda foi criado um suporte para o acionador elétrico totalmente adaptado às necessidades da criança atendida. Como primeira inserção de tecnologia na oficina do projeto Adapt-UFJF, a metodologia foi bem sucedida, atendendo ao objetivo de reduzir o nível de improvisações.*

Palavras chave: *extensão universitária, multidisciplinaridade, engrenagens, malha stl.*

Abstract: *In order to improve therapeutic treatments for children with mobility impairments, physiotherapy has used adapted motorized cars. It is proposed the use of 3D technologies, such as geometric modeling, optical scanning and 3D printing in some steps required in the solution. It was decided to reproduce and install a commercial speed reduction box found in an electric children's stroller. By mastering the techniques, the team will be able to design the mechanical transmission according to the needs of each child and according to the characteristics of donated strollers, which can be from a range of brands and models. Two CAD systems software, Sketchup and Onshape, were used for geometric modeling and 3D printing of fused deposition modeling (FDM) type. For measurements and decisions of positioning and way of fixing the box to the structure of the car, it was scanned using the KINECT sensor and Skanect software. A support was also created for the electric actuator, fully adapted to the needs of the child being assisted. As the first insertion of technology into the Adapt-UFJF project, the methodology was successful, meeting the objective of reducing the level of*

improvisations in the workshop.

Keywords *university extension, multidisciplinary, gears, stl mesh.*

1. Introdução

A paralisia cerebral (PC) descreve um grupo de desordens permanentes do desenvolvimento do movimento e postura atribuído a um distúrbio não progressivo que ocorre durante o desenvolvimento do cérebro fetal ou infantil, podendo contribuir para limitações no perfil de funcionalidade da pessoa, tais como desenvolvimento motor e cognitivo, envolvendo o movimento e a postura do corpo. Apesar de complexa e irreversível, crianças com PC podem ter uma vida rica e produtiva, desde que recebam o tratamento adequado às suas necessidades.

A fim de prognosticar a mobilidade e locomoção, as crianças com PC são classificadas através do Sistema de Classificação da Função Motora Grossa (Gross Motor Function Classification System – GMFCS) que, além disso, permite que se façam planejamentos terapêuticos, prescrição de tecnologias assistivas e dispositivos de auxílio para mobilidade [8].

Com a finalidade de melhorar e diversificar ainda mais os tratamentos terapêuticos, a fisioterapia tem proposto a adaptação de carrinhos motorizados. Inspirado no "Go Baby, Go!", fundado pelo professor Cole Galloway, da Universidade de Delaware [2] e no "Go ZIKA Go", idealizado pela Universidade Federal de Rio Grande do Norte - UFRN e pela Universidade Federal de São Carlos - UFSCAR [5], a Universidade Federal de Juiz de Fora (UFJF) implementou o Adapt, projeto de extensão com interface em pesquisa, cujo objetivo é, através da multidisciplinaridade, auxiliar a mobilidade de crianças com deficiência através de adaptações e motorização de carrinhos de passeio doados.

O uso do carro motorizado como intervenção terapêutica alcança os níveis de efetividade das intervenções descritas por Novak et al (2021) [7], podendo ser considerado como um Treino de Mobilidade para crianças GMFCS IV e V, com benefícios na função motora grossa; como um Treino Específico da Tarefa, também com benefícios em função motora grossa e como um Programa Domiciliar com benefícios na função manual.

Nesse contexto, o presente trabalho teve como intuito propor a utilização de tecnologias 3D, como modelagem geométrica, escaneamento ótico e impressão 3D em algumas etapas exigidas na solução, especificamente a criação e instalação de uma caixa de redução para o motor e de um suporte para o acionador, visando elevar a qualidade do trabalho da oficina, muitas vezes pautada por improvisações.

2. Desenvolvimento

2.1 Modelagem geométrica de uma caixa de redução

Modelagem geométrica é a modelagem de qualquer objeto geométrico, sendo os objetos tridimensionais os de maior interesse geralmente. Com a evolução dos computadores, algoritmos e softwares, a representação dos objetos é cada vez mais real. É a base do desenho auxiliado pelo computador (CAD do inglês *computer aided design*) e possui três funções importantes: representar formas elementares, moldar e montar essas formas em objetos mais complexos e processar a geometria concomitante (por exemplo, cálculo de interseções). Na engenharia, *softwares* de projetos 3D, ou Sistemas CAD, são amplamente utilizados, tanto para desenhos de peças quanto para a realização de projetos mecânicos.

Nesse trabalho, foram utilizados dois *softwares*, *Sketchup* e *Onshape*, para a modelagem da caixa de redução selecionada. Uma caixa de redução de velocidades é um conjunto de engrenagens feito

para reduzir a velocidade do motor e aumentar seu torque, de forma a suportar mais peso. No projeto de uma caixa de redução, elementos como a distância e a força aplicada devem ser considerados.

Esse modelo de caixa de redução, comumente utilizado em carrinhos infantis elétricos, é composto por um sistema de três engrenagens de tamanhos diferentes que são acopladas a um motor de 12v. Esse sistema permite que o carrinho seja movimentado, juntamente com o peso da criança, com o torque e velocidades necessários.

2.2 Impressão do modelo em 3D

Uma impressora 3D realiza impressões de modelos geométricos dos mais variados tipos, formas e tamanhos. O tipo de impressão utilizado nesse trabalho foi o de modelagem por deposição fundida (FDM), que parte do princípio do derretimento de um filamento plástico em alta temperatura através de uma extrusora que despeja o material derretido sobre a mesa aquecida, imprimindo o arquivo do modelo, previamente colocado no cartão de memória conectado à impressora, em forma de camadas. Foi utilizado a impressora “KYWOO3D Tycoon Slim” para imprimir a estrutura da caixa, bem como as engrenagens.

Para que a impressão ocorresse, o modelo criado no programa *Onshape* foi exportado em formato *.stl* e, em seguida, colocado em um programa fatiador que o prepara para ser impresso de acordo com as configurações da impressora 3D utilizada, fatiando-o em camadas para a impressão. Após fatiar o modelo, um código com as instruções de impressão (no formato *.gcode*) foi gerado e salvo no cartão de memória que posteriormente fora conectado à impressora, dando início à impressão.

Para esta impressão, o fatiador utilizado foi o *PrusaSlicer*, com filamento do tipo PLA (Biopolímero de ácido poliláctico) que recomenda temperatura entre $190-210^{\circ}C$ para a extrusora e entre $60-80^{\circ}C$ para a mesa de impressão. A porcentagem de preenchimento em todas as impressões foi de 100%.

2.3 Escaneamento óptico da estrutura de um carrinho

O escaneamento permite capturar a geometria das superfícies externas de objetos físicos que depois de tratada pode ser utilizada nos modelos de engenharia. As tecnologias mais difundidas utilizam laser ou luz estruturada para a captura das geometrias. Inicialmente obtém-se uma nuvem de pontos distribuídos na superfície do objeto e em seguida são transformados em superfícies para edição e correção em um sistema CAD 3D, utilizando-se o formato STL. Esse formato de arquivo caracteriza-se por ser uma forma simples e robusta de representar modelos tridimensionais por meio de uma malha triangular que recobre toda a superfície. Cada elemento triangular da malha STL é independente, possui 3 vértices e contém um vetor normal unitário que aponta sempre para onde não há material.

Nesse trabalho, o escaneamento auxiliou a decidir onde seria o posicionamento da caixa de redução e como a mesma se fixaria à estrutura do carrinho de passeio não motorizado mostrado na Fig. 1(a). Foi utilizado o *software Skanect* que utiliza o sensor KINECT, presente no console *Xbox 360* da Microsoft, como *scanner* 3D.

2.4 Criação de um suporte para o acionador elétrico

Foi criado um suporte para o acionador elétrico do carrinho, totalmente adaptado às necessidades da criança atendida. Com o acionador a criança tem o controle de quando iniciar ou interromper o movimento do carrinho. Na Fig. 1(b) pode-se ver o acionador elétrico selecionado, um botão do tipo arcade, com aproximadamente 6cm de diâmetro. Além de possuir iluminação de LED que chama a atenção da criança, mostrou-se bastante sensível ao toque.

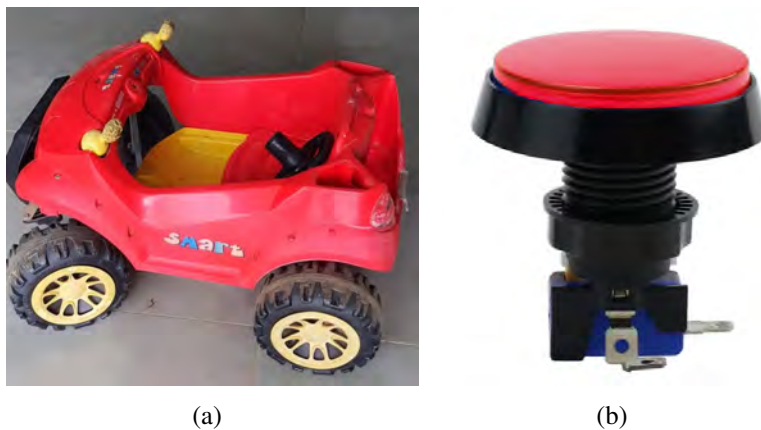


Figure 1. [a] carrinho de passeio não motorizado; [b] acionador elétrico do tipo botão arcade

3. Resultados

O primeiro modelo geométrico da caixa de redução estudada foi feito através do *software Sketchup*. O modelo gerado pode ser visto na Fig. 2(a). Embora a forma geral do modelo seja fiel à original, percebe-se que a acurácia nos dentes das engrenagens está prejudicada. Esse é um aspecto muito importante, pois, o módulo (m) de uma engrenagem é um atributo que permite o encaixe de engrenagens diferentes e sua rotação. O programa *OnShape*, juntamente com uma extensão própria, permitiu a modelagem da caixa de redução de modo muito mais preciso, principalmente nas engrenagens. O resultado final do modelo geométrico é mostrado na Fig. 2(b).

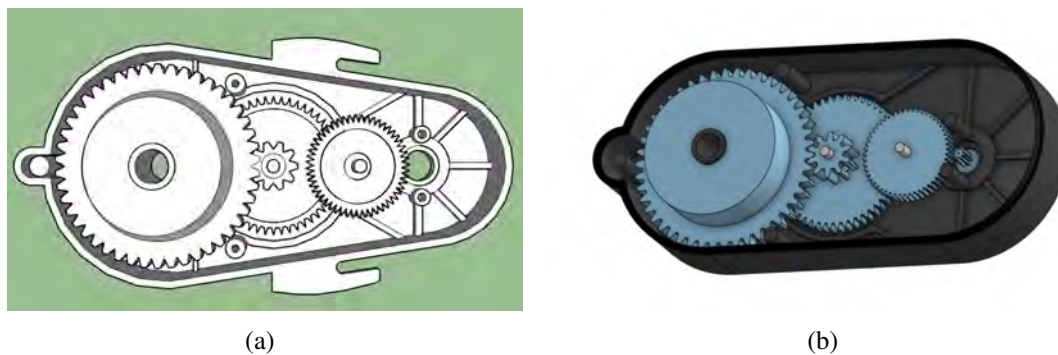


Figure 2. Modelagem geométrica da caixa de redução estudada nos programas: [a] *SketchUp*; [b] *OnShape*

O tempo total de impressão de todo o modelo foi de aproximadamente dois dias e meio, gastando cerca de 600g de filamento. Conforme pode ser observado na Fig 3, foi obtida uma peça de excelente acabamento e bom engrenamento, embora a resistência mecânica não tenha sido testada ainda.



Figure 3. Caixa de redução impressa.

Na Fig. 4(a) apresenta-se a nuvem de pontos obtida via escaneamento ótico sobre o carrinho infantil selecionado para motorização. O escaneamento foi concentrado na parte inferior do carrinho e, por ter sido utilizada a versão gratuita do software, que limita o número de vértices em 5 mil, a qualidade da malha produzida é rudimentar. Entretanto, para realizar medidas e escolher o melhor local de fixação da caixa de redução, que era o objetivo inicial do escaneamento nesse trabalho, o resultado foi satisfatório.

Para fixação do acionador elétrico e pensando na questão ergonômica, um suporte foi modelado em formato cilíndrico com arredondamento nas extremidades (Fig. 4(b)). A parte posterior apresenta uma tampa que forma um encaixe a eixo passante (normalmente adaptado com canos de PVC).

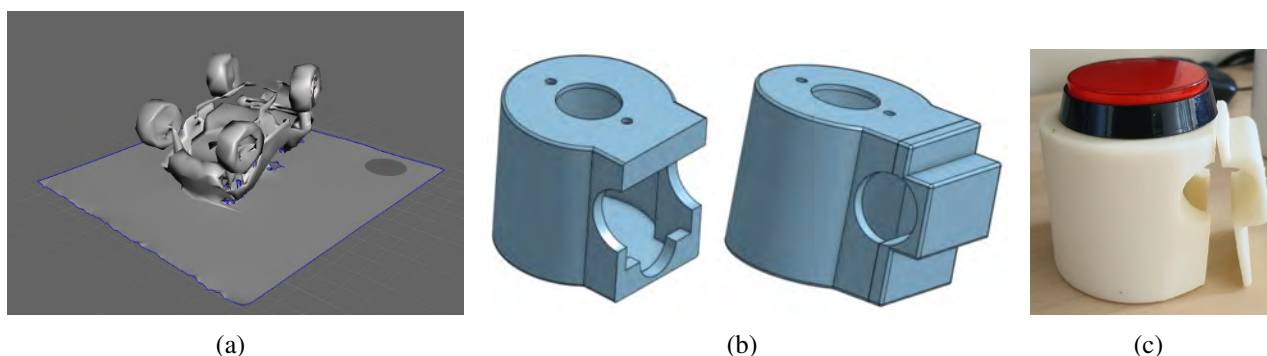


Figure 4. [a] Malha do carrinho Bandeirantes escaneado pelo KINECT. Suporte para o acionador elétrico (tipo botão arcade): [b] modelagem no programa OnShape; [c] impresso e montado junto ao botão arcade

3.1 Discussão

O programa de modelagem geométrica *OnShape* se mostrou superior ao programa *SketchUp*, ambos em versões gratuitas, em termos de acurácia dos modelos, corroborando com outro estudo [3] que considerou o *OnShape* como o *software* CAD mais promissor do mercado, ao avaliar critérios técnicos e econômicos de diferentes sistemas. Entretanto, a curva de aprendizado do *OnShape* é mais longa, enquanto que o uso do *SketchUp* é extremamente intuitivo.

Baixa densidade de preenchimento pode ser preferida em aplicações que exigem produção rápida e leve. Por outro lado, alta densidade de preenchimento deve ser preferida nos casos em que a resistência ao alto impacto e a flexibilidade são significativas. Em um estudo em que também se imprimiu uma caixa de redução, ao utilizar uma porcentagem inferior a 100%, os autores obtiveram resultados negativos de resistência dos elementos levando a rápidas falhas [4]. Nos testes de impressão deste trabalho constatou-se que, com o preenchimento inferior a 100%, certas estruturas da caixa, principalmente os pinos cilíndricos, apresentavam fragilidade. Porém, com a impressão em preenchimento total o modelo se mostrou bem mais resistente, aparentemente, para cumprir o que se propõe. A qualidade do acabamento obtido foi excelente.

Em relação ao custo-benefício, a produção de uma caixa de redução através da impressora 3D não seria muito viável em larga escala, tendo em vista que, além do longo tempo de impressão, quando ocorre alguma falha no processo todo material é perdido. Em comparação com métodos mais tradicionais, como a moldagem por injeção, que pode fabricar grandes volumes a um custo reduzido, a impressão 3D tem preço fixo [6]. Contudo, este processo permite uma maior possibilidade de customização do modelo, a fim de que possa se adaptar melhor a cada tipo de carrinho. É importante ressaltar que no projeto os carrinhos não-motorizados são doados e existe uma enorme gama de marcas e modelos.

Os sensores *Kinect* aparecem massivamente no mercado de entretenimento. Paralelamente, muitos desenvolvedores mostram aplicações de engenharia do sistema relacionadas com suas possibilidades de imagem 3D [1]. O escaneamento para fins de medida e planejamento de fixação dos acessórios apresentou-se como uma técnica eficaz e gratuita. Para edições mais complexas, será necessário migrar para versões de aplicativos que gerem malhas de melhores qualidade.

4. Conclusões

Esse é um trabalho em construção, testes da motorização com as peças aqui apresentadas ainda são requeridas. Como primeira inserção de tecnologia à oficina de adaptação e motorização dos carrinhos de passeio no contexto do projeto Adapt-UFJF, a metodologia foi bem sucedida, atendendo ao objetivo de reduzir o nível de improvisações da oficina. Com a continuidade do uso dessas técnicas, pretende-se atingir um patamar para além da democratização da mobilidade para crianças com deficiência.

5. Agradecimentos

À Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de Minas Gerais – FAPEMIG pelo financiamento concedido (APQ-03664-22). À PROGRAD-UFJF pela bolsa de Treinamento Profissional em Modelagem Geométrica. À PROEX-UFJF pela bolsa de Extensão. Aos colaboradores do Laboratório de Visualização Científica pela ajuda.

6. Referências

- [1] H. Gonzalez-Jorge, B. Riveiro, E. Vazquez-Fernandez, J. Martínez-Sánchez, and P. Arias. Metrological evaluation of microsoft kinect and asus xtion sensors. *Measurement*, 46(6):1800–1806, 2013.
- [2] HH Huang and JC Galloway. Modified ride-on toy cars for early power mobility: a technical report. *Pediatr Phys Ther*, 24(2):149–54, 2012.
- [3] Stefan Junk and Christian Kuen. Review of open source and freeware cad systems for use with 3d-printing. *Procedia CIRP*, 50:430–435, 2016. 26th CIRP Design Conference.
- [4] Serpil Karakuş. Design and manufacturing of a two-stage reduction gearbox with 3d printers. *International Journal of 3D Printing Technologies and Digital Industry*, 7(1):18 – 28, 2023.
- [5] E Longo, AC Campos, AS Barreto, DLLN Coutinho, MLG Coelho, C Corsi, KS Monteiro, and SW Logan. Go zika go: A feasibility protocol of a modified ride-on car intervention for children with congenital zika syndrome in brazil. *International Journal of Environmental Research and Public Health*, 17(18), 2020.
- [6] V. Mohanavel, K.S. Ashraff Ali, K. Ranganathan, J. Allen Jeffrey, M.M. Ravikumar, and S. Rajkumar. The roles and applications of additive manufacturing in the aerospace and automobile sector. *Materials Today: Proceedings*, 47:405–409, 2021. NCRABE.
- [7] Iona Novak, Anna Te Velde, Ashleigh Hines, Emma Stanton, Maria Mc Namara, Madison C B Paton, Megan Finch-Edmondson, and Catherine Morgan. Rehabilitation Evidence-Based Decision-Making: The READ model. *Front Rehabil Sci*, 2:726410, October 2021.
- [8] R Palisano, P Rosenbaum, S Walter, D Russell, E Wood, and B Galuppi. Development and reliability of a system to classify gross motor function in children with cerebral palsys. *Dev Med Child Neurol*, 39(4):214–23, 1997.

**MONITORING AND DELIVERING PERSONALISED HAND
NEUROREHABILITATION THROUGH VIRTUAL ACTIVITIES CONTROLLED
BY THE NEURAL DRIVE (MYOREHAB)**

Alessandro Del Vecchio¹, Leonardo Abdala Elias^{2,3}, Carina Marconi Germer⁴, Jose Carlos Rangel^{5,6} and Andres Ubeda⁷

¹Friedrich-Alexander University Erlangen-Nürnberg, Germany,
alessandro.del.vecchio@fau.de

²Department of Electronics and Biomedical Engineering, School of Electrical and
Computer Engineering, University of Campinas, SP, Brazil, leoelias@unicamp.br

³Neural Engineering Research Laboratory, Center for Biomedical Engineering, University
of Campinas, SP, Brazil

⁴Federal University of Pernambuco, Brazil, carina.germer@ufpe.br

⁵Universidad Tecnológica de Panamá, jose.rangel@utp.ac.pa

⁶Sistema Nacional de Investigación (SNI) SENACYT, Panama

⁷University of Alicante, Spain, andres.ubeda@ua.es

Abstract: Rehabilitation treatments for neuromuscular disorders are variable across clinical centers and national healthcare systems and are largely dependent on the clinical experience of the practitioners. One of the main difficulties of the treatment is to monitor the progress of rehabilitation before signs of motor improvements. Misinformation may frustrate the patient and the practitioner and limit the recovery. In this paper we present the international project MYOREHAB which aims to provide an artificial intelligent system that can monitor and deliver a personalised closed-loop neurorehabilitation intervention of the hand based on the amount of electrical activity generated by the muscles. This project will approach different motor conditions (stroke and spinal cord injury) across institutions in four countries (Spain, Germany, Brazil, and Panama) to develop a strong long-term research network between European and Latin American researchers and to provide a transnational framework for standardised motor rehabilitation.

Key words: neurorehabilitation, electromyography, transnational framework, artificial intelligence, motor control.

1. Introduction

More than 50 million people worldwide are limited in activities of daily living due to hand impairments following stroke or spinal cord injury [1, 2]. Rehabilitation treatments for neuromuscular disorders are very variable across clinical centers and national healthcare systems. Additionally, current neurorehabilitation interventions are delivered on a patient-basis based on the clinical experience of the practitioners (e.g., physiotherapist, medical doctors). For these individuals, the only available treatment consists of conventional neurorehabilitation interventions. Despite a large body of literature researching the most efficient method for the treatment and recovery of neurological disorders, all these studies are based on previous clinical experience and trial and error approaches [3]. There are currently no procedures that allow us to understand the efficacy of a neurorehabilitation intervention with rigorous methods and before the onsets of any functional improvements. This dramatically limits any potential approach for a personalized neurorehabilitation intervention.

The aforementioned problem also generates significant challenges in the exchange of standardised information and the sharing of uniform clinical protocols to approach an effective personalised treatment of individual conditions. Project MYOREHAB (funded within the 4th EU-LAC Joint Call in STI 2022) aims at establishing a research network between Latin-American and European countries to address how motor rehabilitation (monitoring and delivering of the rehabilitation) could take advantage of cutting-edge technologies such as high-density electromyography (HD-EMG), virtual reality and machine learning (ML) in a personalized way and considering the variability of motor pathologies and specific geographical situations. In the following sections, we briefly describe the project goals and phases, and present preliminary results of the proposed rehabilitation platform showing the way deep learning models can decode and map the electrophysiological activity of the forearm muscles into movements of the human hand.

2. Development

2.1 Scientific concept

When we grasp an object, the nervous system sends excitatory and inhibitory synaptic inputs to populations of motor neurons in the spinal cord. The motor neurons, which constitute the

final pathway of movement, are the only neural cells in humans that can be measured with the use of surface electromyography [4]. The proposed platform aims to measure the activity of populations of motor neurons that are spared after the injury and use their information to trigger the activity of a virtual hand that will be used for assistance during the rehabilitation (see Figure 1).

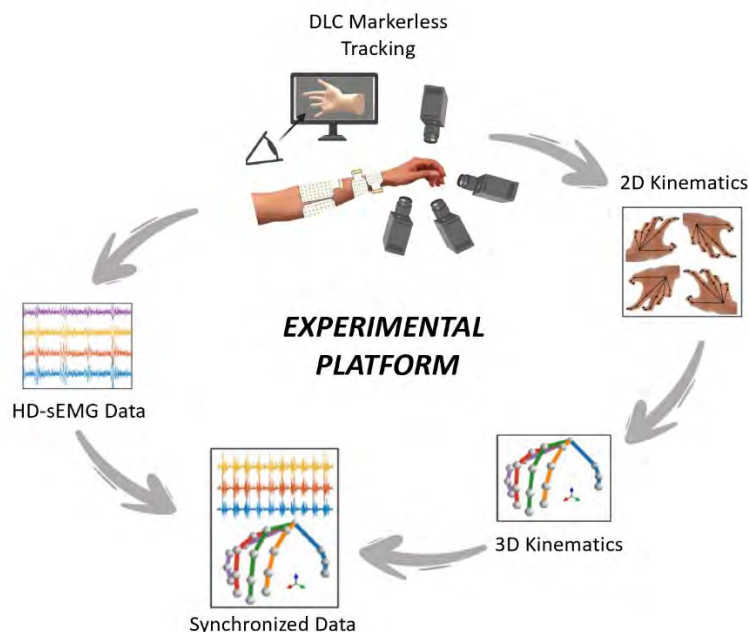


Figure 1. Workflow of the virtual hand model driven by HD-EMG.

After spinal cord injury or stroke, even in the clinical case of complete muscle paralysis, we have evidence of the presence of spared highly functional motor units [5]. Here we aim to use this information to monitor the progress of a neurorehabilitation intervention and to control the activity of a virtual arm. Because all the measures are non-invasive, we will tackle for the first time this problem through a world-wide collaboration between the different institutions and hospitals in Europe (Spain and Germany) and Latin America (Brazil and Panama).

2.2 Project phases

- **System validation:** first, the rehabilitation technologies and protocols are implemented and tested in healthy individuals to acquire the standardised neuromechanical datasets. The collection of this preliminary dataset in healthy individuals allows personalizing the ML approach and understanding the variability

in the neural control of movement of different muscles during dynamic tasks. We will study as well how different anatomy, age, and sex, have an impact on the movement of the hand. Surrogate data will be collected from realistic computational models of the neuromusculoskeletal system providing a data augmentation approach to train ML algorithms.

- **Clinical assessment:** in a second phase, the proposed technologies are also used to extract clinical metrics useful to readapt physical therapies in a more efficient and effective way. We will evaluate how the previous aspects affect the pathological neuromuscular structures. The evaluation of advanced neurophysiological biomarkers using HD-EMG technology is still in its early stages. The project proposes the study of how motor neurons behave during a neurorehabilitation process in parallel to motor recovery.
- **Clinical intervention:** in this last stage, conventional physical therapy is complemented with our novel rehabilitation technologies to increment recovery during the rehabilitation process by providing patients with more engaging and effective rehabilitation activities. Neurophysiological biomarkers are extracted to readapt this intervention. A gamification approach is also introduced on the virtual interface to optimize interaction and engage the patient in the proposed neurorehabilitation.

3. Previous results

The limitations imposed on individuals living with cervical spinal cord injury and stroke due to paralysis in hand muscle control significantly affect their quality of life. To address this issue, we introduced a non-invasive neural interface technology that can restore hand function in motor complete SCI. We first demonstrated in a single-case study that an individual with C5-C6 could voluntarily modulate the activity of functionally paralyzed motor units [6]. We have now demonstrated that even individuals with motor- and sensory-complete spinal cord injury (n=8, C5-C6 injury; n=1, C4 injury) can modulate the activity of spinal motor neurons in real-time, due to preserved corticospinal pathways. By analyzing motor unit discharges, we identified groups of neurons under voluntary control that encode hand movements, ranging from 10 degrees of freedom including grasping and hand digit flexion/extension. These findings were mapped into a virtual hand, allowing patients to

control four degrees of freedom (hand opening/closing and index flexion/extension) in proportion to the cue hand posture. Our results indicate that wearable muscle sensors offer access to voluntarily controlled spinal motor neurons in complete cervical SCI individuals.

4. Conclusion

In this paper we have presented the international project MYOREHAB (Monitoring and Delivering Personalised Hand Neurorehabilitation through Virtual Activities Controlled by the Neural Drive) (4th EU-LAC Joint Call in STI 2022). First results prove the feasibility of decoding and map the electrophysiological activity of the forearm muscles into movements of the human hand using deep learning approaches showing promising results in spinal cord injured individuals. MYOREHAB will improve and translate this experimental platform to a large-scale standardised and personalised intervention in clinical centers across Europe (Spain and Germany) and Latin America (Brazil and Panama) to tackle motor rehabilitation of stroke and spinal cord injured patients.

5. References

- [1] J. Mackay, G. A. Mensah, and K. Greenlund, The atlas of heart disease and stroke. World Health Organization, 2004.
- [2] World Health Organization, “Spinal cord injury,” 2023. [Online]. Available: <https://www.who.int/news-room/fact-sheets/detail/spinal-cord-injury>
- [3] M. Maier, B. Rubio-Ballester, P. F. M. J. Verschure, Principles of neurorehabilitation after stroke based on motor learning and brain plasticity mechanisms. *Frontiers in Systems Neuroscience*, 13. 2019.
- [4] E. Martinez-Valdes, C. M. Laine, D. Falla, F. Mayer, D. Farina, High-density surface electromyography provides reliable estimates of motor unit behavior. *Clinical Neurophysiology*, 127(6), 2534-2541, 2015.
- [5] J.E. Ting, A. Del Vecchio, D. Sarma, N. Verma, S. C. Colachis, N. V. Annetta, J. L. Collinger, D. Farina and D. J. Weber, Sensing and decoding the neural drive to paralyzed muscles during attempted movements of a person with tetraplegia using a sleeve array. *Journal of Neurophysiology*, 126(6), 2104-2118, 2021.
- [6] D. S. Oliveira, M. Ponfick, D. I. Braun, M. Osswald, M. Sierotowicz, S. Chatterjee, D. Weber, B. Eskofier, C. Castellini, D. Farina, T. M. Kinfe, A. Del Vecchio, You will grasp

again: A direct spinal cord/computer interface with the spared motor neurons restores the dexterous control of the paralyzed hand after chronic spinal cord injury. MedRxiv, preprint, 2022.

Acknowledgments

This study has been developed within project MYOREHAB (PCI2023-143405), funded by MCIN/AEI/10.13039/501100011033, by the European Union, by Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de São Paulo (FAPESP, proc. no. 2022/05104-8), by Fundação de Amparo à Ciência e Tecnologia do Estado de Pernambuco (FACEPE, APQ-0080-23-65884) and by Secretaría Nacional de Ciencia, Tecnología e Innovación (SENACYT) from the Panamanian Government (Project EU-LAC-2022-123). LAE is a Research Productivity Fellow (Level 2) of CNPq (Brazilian NSF) and JCR is supported by the Sistema Nacional de Investigación (SNI) of SENACYT, Panama.



CONTROLE DE VELOCIDADE AUTOMÁTICO APLICADO EM CARRINHOS DE PASSEIO MOTORIZADOS PARA CRIANÇAS COM DEFICIÊNCIA EM MOBILIDADE

Rodrigo de Oliveira Dias

Graduação em Engenharia Elétrica, Universidade Federal de Juiz de Fora,
dias.rodrigo@engenharia.ufjf.br

Exuperry Barros Costa

Departamento de Energia, Universidade Federal de Juiz de Fora,
exuperrycosta@ufjf.br

Flávia de Souza Bastos

Departamento de Mecânica Aplicada e Computacional, Universidade Federal de Juiz de Fora,
flavia.bastos@ufjf.br

Resumo: *Proporcionar a mobilidade precoce de forma motorizada ou não-motorizada a crianças e adolescentes com deficiência tem sido o foco de diversos estudos, mostrando que podem induzir ganho de mobilidade e aumento na qualidade de vida. O projeto Adapt, da UFJF, desenvolve a adaptação de veículos infantis comercializados para crianças com deficiência como ferramenta de inclusão e de desenvolvimento cognitivo. Este trabalho tem como objetivo controlar automaticamente a variação de velocidade de um veículo elétrico infantil através do uso de microcontroladores digitais, que podem ser programados de acordo com necessidades específicas de cada criança. Como resultado, o controle linear de aceleração e desaceleração do motor foi implementado com auxílio de um microcontrolador ESP8266. O circuito digital desenvolvido auxilia a tornar o sistema de direção mais forte e mais durável e deixa a experiência mais segura e agradável para a criança. Futuramente, espera-se expandir ainda mais as interfaces usadas para conduzir, procurando ampliar o número de crianças que podem dirigir esses veículos elétricos infantis.*

Palavras chave: *Tecnologia assistiva; Acionamento eletrônico; Prototipagem; PWM.*

Abstract: *Providing early mobility to children and adolescents with disabilities, whether motorized or non-motorized, has been the focus of several studies and has shown to induce mobility gains and increased quality of life. The Adapt project, from UFJF, develops the adaptation of commercialized children's vehicles for children with disabilities as a tool for inclusion and cognitive development. This work aims to automatically control the speed variation of an electric children's vehicle through the use of digital microcontrollers, which can be programmed according to each child's specific needs. As a result, linear motor acceleration and deceleration control were implemented with the help of an ESP8266 microcontroller. The developed digital circuit helps to make the steering system stronger and more durable, providing a safer and more enjoyable experience for the child. In the future, we hope to expand even further the interfaces used to drive, aiming to increase the number of children who can drive these electric children's vehicles.*

Keywords Assistive technology; Electronic drive; Prototyping; PWM.

1. Introdução

As crianças e adolescentes com deficiência, especialmente aquelas que não deambulam e que residem em regiões mais pobres, assistidas pelo Sistema Único de Saúde (SUS) apresentam maior restrição em relação à participação em atividades de socialização e lazer [1]. Proporcionar a mobilidade precoce de forma motorizada ou não-motorizada tem sido o foco de diversos estudos [2, 3].

Na Universidade Federal de Juiz de Fora, o projeto Adapt, inspirado no *Go Baby Go* [4], foi adequado às realidades nacional e regional e tem como objetivo desenvolver, criar e/ou adaptar equipamentos para mobilidade para crianças e adolescentes com deficiência de forma precoce, com custo reduzido.

O sistema de direção e controle do veículo desenvolvido/adaptado deve atender a interesses e objetivos da sessão de terapia e à situação atual e capacidades futuras da criança [5]. Atualmente, com a evolução da microeletrônica e a diminuição do seu custo, a integração de microcontroladores nos produtos têm otimizado seu uso tornando suas funções mais inteligentes. Isso se consegue por meio de um pequeno computador montado em um único chip, que contém um microprocessador, memória e outros acessórios [6]. A prototipagem de controle rápida é uma técnica que auxilia bastante no desenvolvimento e teste dos circuitos [6].

No uso de carrinhos adaptados, sabe-se que muitas crianças não desfrutam da atividade devido à aceleração rápida e ao ruído desconfortável [4]. Sem um controle adequado da velocidade, a aplicação de tensão nos terminais dos motores pode resultar em um movimento brusco do veículo, o que pode causar reações inesperadas nas crianças com paralisia cerebral, como soltar o comando e gerar estresse desnecessário. Isso pode dificultar e atrasar a adaptação das crianças ao uso do veículo, além de causar riscos à sua integridade.

Este trabalho tem como objetivo controlar automaticamente a variação de velocidade através do uso de microcontroladores digitais que podem ser programados de acordo com necessidades específicas de cada criança.

2. Desenvolvimento

2.1 Modulação por Largura de Pulso

Todos os carros do projeto são motorizados com motores elétricos de corrente contínua. Para que esse tipo de motor seja acionado é preciso que uma diferença de potencial elétrico seja aplicada em seus terminais, sendo o torque mecânico de saída nesse motor diretamente proporcional à diferença de potencial elétrico entre seus terminais [7]. Essa tensão elétrica teoricamente poderia ser controlada através de métodos de eletrônica de potência mais avançados, desnecessariamente complexos para esta aplicação, ou da queda de tensão em uma resistência variável, o que acarretaria em perdas de energia consideráveis, na ordem do quadrado da corrente requerida pelo motor (I), segundo a fórmula de potência elétrica (P) consumida por uma resistência (R): $P = I^2 R$.

Uma técnica simples e efetiva para o controle deste acionamento é a Modulação por Largura de Pulso – PWM (Pulse Width Modulation), uma técnica onde um sinal elétrico, neste caso a tensão elétrica, é definida por pulsos digitais que variam em frequências muito altas [8], na ordem de dezenas de milhares de vezes por segundo (kHz). Para a tensão elétrica, calculada pela diferença de potencial elétrico entre dois referenciais, o valor mínimo é definido como 0 V e o máximo é a tensão máxima da bateria aplicada ao motor. Nesse caso, o valor médio desse sinal pode ser simplificado como diretamente proporcional ao ciclo D , ou ao tempo em que esse sinal permanece no valor máximo.

Como os motores elétricos possuem uma considerável inércia e essa variação da tensão em seus terminais é muito rápida, o motor responde dinamicamente como se um sinal analógico com valor igual ao valor médio obtido estivesse sendo aplicado em seus terminais. Por exemplo, suponha uma bateria de 12 V e a aplicação de um PWM cujo ciclo de trabalho seja a metade do período do sinal. O valor médio desse sinal digital seria $y_{med} = \frac{1}{2} \cdot y_{max}$ onde y_{max} é o valor máximo da tensão da bateria, ou seja, 12 V. Logo, $y_{med} = 6$ V. Portanto com este valor de ciclo do PWM, o motor responderia como se uma tensão de 6 V fosse aplicada aos seus terminais.

2.2 Microcontrolador Digital

Para que a tensão entre os terminais do motor varie de forma digital, é necessário um componente que funcione como um interruptor em frequências de kHz. Um componente eletrônico bastante utilizado como um interruptor é o MOSFET, sigla para Metal-Oxide-Semiconductor Field-Effect Transistor [9]. Os transistores MOSFET possuem 3 terminais: Gate (Porta), Drain (Dreno) e Source (Fonte); e funcionam como uma barreira controlada de corrente [10]. Uma das características atrativas dos transistores MOSFET é sua baixa resistência interna, tornando a aplicação extremamente eficiente sem perdas consideráveis de potência pela corrente, como ocorre com uma resistência variável.

Para esse trabalho foi escolhido o microcontrolador ESP8266, uma versão moderna de microcontrolador que pode ser encontrado atualmente na faixa entre R\$5,00 a R\$10,00. O ESP8266 é um microcontrolador baseado em processador de 32 bits, produzido pela empresa chinesa (Espressif Systems) amplamente utilizado devido a recursos como: WiFi embutido, memória *flash*, suporte a múltiplos protocolos de comunicação e o baixo custo. Existe uma ampla comunidade de desenvolvedores que criam e compartilham projetos e códigos para o ESP8266.

O módulo denominado Wemos D1 Mini foi utilizado no trabalho. O MOSFET LR7843 utilizado também está integrado a um módulo pré-fabricado, que permite até 40 V de tensão V_{DS} (entre os terminais *drain* e *source*). Foi utilizado um diodo de proteção em paralelo ao motor, *Flyback*, para prevenir danos aos outros dispositivos devido aos picos de tensão gerados pelas indutâncias presentes no motor. Essas correntes aparecem quando a alimentação do motor é bruscamente interrompida.

Foi implementado um código simples, escrito em C++, que continuamente faz leituras digitais dos pinos de entrada ligados ao *joystick* controlado pela criança, e quando uma dessas leituras muda de estado de LOW para HIGH é gerado um sinal de PWM que varia seu ciclo do mínimo ao máximo linearmente. Quando essa leitura muda novamente para o estado LOW, o microcontrolador desce linearmente o ciclo de PWM desacelerando o motor.

Para que a leitura pelo ESP8266 do estado dessa chave (pressionado ou não pressionado) seja feita de maneira confiável, é importante a utilização de resistores *pull down* [10], para impedir a leitura de tensões flutuantes. Isso garante que a leitura digital do microcontrolador seja sempre LOW até que a chave comutadora (botão) ligue o terminal de leitura a uma tensão positiva, e o microcontrolador faça então uma leitura digital como HIGH.

2.3 Programação, Prototipagem e Testes

Para a criação do código foi utilizada a biblioteca Arduino IDE com os pacotes próprios do ESP8266 [11]. Na Fig. 1 apresenta-se o fluxograma do Código Adapt com Variação Linear do Ciclo de PWM. O código começa lendo o valor digital do pino conectado ao botão. Se o valor for HIGH e a variável ciclo estiver dentro do intervalo de 14 a 255, o valor do ciclo será incrementado em 1 unidade e um sinal de PWM será gerado com o novo valor de ciclo. Se o valor do ciclo estiver fora desse intervalo, ele será ajustado para 15 se for menor que isso, ou mantido em 255 se for maior. Um

delay de 10 milissegundos é adicionado para suavizar a aceleração. Se a leitura do botão for FALSE e o valor do ciclo for maior que 0, ele será reduzido em 3 unidades e um novo sinal de PWM será gerado. Se o valor do ciclo for 0, o loop se reinicia e nada acontece. Resumindo o funcionamento, o código acelera o carrinho imediatamente após o botão ser pressionado e continua a acelerar suavemente enquanto o botão estiver pressionado até o valor máximo do ciclo. Como a variável ciclo não está dentro de nenhum laço, o valor do ciclo é atualizado sempre que o estado do botão é alterado, tornando o controle da aceleração e desaceleração mais responsivo.

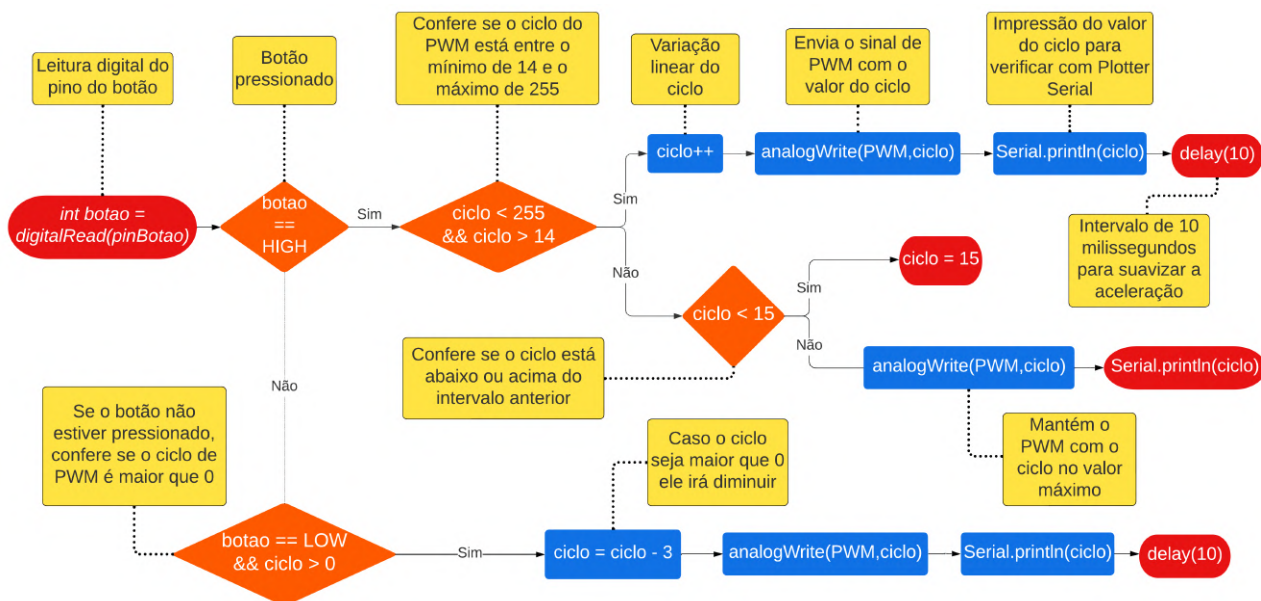


Figure 1. Fluxograma do Código Adapt com Variação Linear do Ciclo de PWM.

O circuito final foi impresso em uma placa de fibra de vidro coberta com uma camada de cobre condutor. Foi utilizada uma Prototipadora PCB-PROTO 1S R2 da empresa *TTP Indústria Mecânica Ltda.* Os componentes foram soldados a mão. Em seguida, foi conectado a um motor elétrico *Mabuchi* de 12 V e uma fonte CC de 12 V nos terminais análogos ao da bateria. No teste, de acordo com a programação, o botão foi pressionado por 21 segundos e solto por 8 segundos.

3. Resultados

No circuito final desenvolvido constam os seguintes elementos: os conectores (SV2, X2-2 e X2-1) que irão se ligar ao módulo do MOSFET; um diodo (D1) em paralelo ao conector (SV2); os conectores que serão ligados aos botões de acionamento (BOTAO1 e BOTAO2); um regulador de tensão L7805CV que irá abaixar a tensão da bateria para 5 V alimentando o ESP8266; um conector (J1) com 3 resistências para a conexão de um LED RGB que indicará o funcionamento do circuito; dois capacitores em paralelo ao regulador de tensão para evitar picos de tensão na alimentação do microcontrolador.

Foi feito o desenho do circuito para impressão e a geração de um modelo 3D antes da prototipagem da placa de circuito impresso para constatação se, por exemplo, nenhum conector estaria obstruído por outro componente. O resultado final da placa com circuito digital desenvolvida no projeto Adapt-UFJF para controle de velocidade dos carrinhos adaptados está apresentado na Fig. 2(a).

No teste com o motor, foi analisando um ponto arbitrário do eixo girante indicado pela seta vermelha conforme a Fig. 2(b). Foram gerados os gráficos da velocidade média em RPM apresentado na Fig. 3(a) para o período de aceleração e na Fig. 3(b) para o período de desaceleração. O resultado

apresenta uma aceleração suave pelo período aproximado de 10 segundos até atingir uma velocidade média de $\approx 93,75$ RPM e uma desaceleração pelo período de aproximadamente 3 segundos.

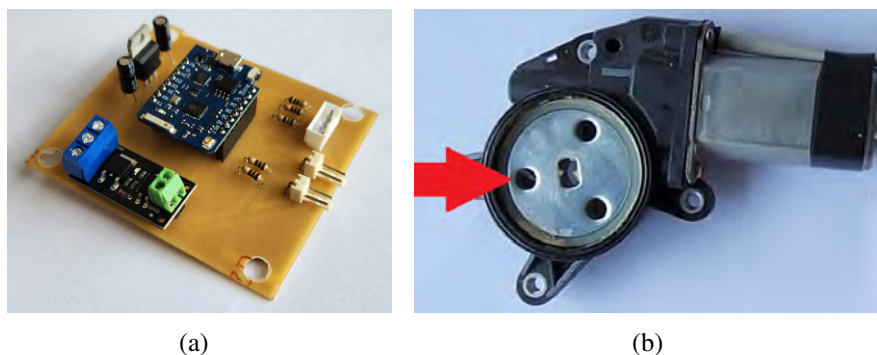


Figure 2. [a] Placa de Circuito digital desenvolvido no projeto Adapt-UFJF para controle de velocidade dos carrinhos adaptados. [b] Ponto arbitrário escolhido para medição da variação da posição pelo tempo, analisado em vídeo.

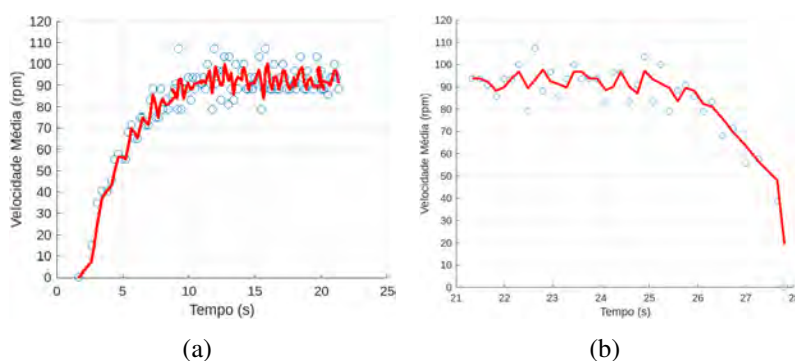


Figure 3. Gráfico da velocidade média em RPM na [a] aceleração e [b] desaceleração

4. Discussão

A escolha de se utilizar um resistor MOSFET, integrado a um módulo pré-fabricado, facilita bastante a aplicação. Além disso, possui opto-isolamento, isto é, impede uma conexão galvânica direta entre o microcontrolador e o motor, pois o sinal de PWM do microcontrolador está ligado a um diodo emissor de luz que converte o sinal elétrico em um sinal luminoso.

Em relação à programação, a frequência do PWM precisa ser de no mínimo 15 kHz já que frequências inferiores criam ruídos audíveis aos seres humanos. O ciclo do PWM pode variar de 0 a 255. Observou-se que um ciclo muito baixo não produz torque suficiente para girar o próprio motor a vazio. Portanto, ao pressionar um botão, se o ciclo atual for inferior ao valor estipulado de 15 kHz, ele salta automaticamente para esse valor, o que gera um comportamento dinâmico mais responsivo. Portanto, ao pressionar o botão, a leitura no pino digital do microcontrolador é alterada de 0 V para 3 V, o que faz a leitura digital passar de *FALSE* para *TRUE*, e quando essa afirmação for verdadeira o ciclo de PWM salta para 15 kHz e varia linearmente até seu máximo. Quando essa afirmação se torna falsa, o ciclo de PWM diminui de maneira mais acentuada até seu mínimo. É importante que a desaceleração seja mais acentuada que a aceleração para que a resposta de freio do veículo seja mais ágil, evitando que ele se desloque por uma distância considerável até realmente parar de se movimentar.

5. Conclusões

O circuito digital desenvolvido permite adaptar eletronicamente o carrinho para as necessidades de cada criança, uma vez que os parâmetros de velocidade máxima, aceleração e número de acionadores podem ser reprogramados. Esta contribuição, embora ainda incipiente, tem um impacto positivo na intervenção terapêutica, uma vez que a adesão da criança ao tratamento é fundamental. É importante lembrar que um carrinho comercial é padronizado em relação a esses aspectos, enquanto que a flexibilização proposta resulta em um sistema de direção mais forte, mais durável e ainda proporciona a experiência mais agradável para as crianças especiais. Futuramente, espera-se expandir ainda mais as interfaces usadas para conduzir, procurando ampliar o número de crianças que podem dirigir esses veículos elétricos infantis.

6. Agradecimentos

À Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de Minas Gerais – FAPEMIG pelo financiamento concedido (APQ-03664-22) no âmbito do edital 11/2022 - Apoio a Projetos de Extensão em Interface com a Pesquisa. À Pró-reitoria de Extensão da UFJF pela bolsa de Extensão concedida ao projeto Adapt.

7. Referências

- [1] PSC Chagas, CM Drumond, AM Toledo, AC De Campos, and Et Al. Study protocol: functioning curves and trajectories for children and adolescents with cerebral palsy in brazil - participa brazil. *Pediatr Phys Ther*, 29(3):207–213, 2017.
- [2] N Bray, N Kolehmainen, J McAnuff, L Tanner, L Tuersley, F Beyer, A Grayston, D Wilson, RT Edwards, J Noyes, and D Craig. Powered mobility interventions for very young children with mobility limitations to aid participation and positive development: the empower evidence synthesis. *Health Technol Assess*, 24(50):1–194, 2020.
- [3] RW Livingstone, J Bone, and DA Field. Beginning power mobility: An exploration of factors associated with child use of early power mobility devices and parent device preference. *J Rehabil Assist Technol Eng*, 7(1):1, 2020.
- [4] SW Logan, HA Feldner, KR Bogart, MA Catena, CM Hospodar, J Raja Vora, WD Smart, and WV Massey. Perceived barriers before and after a 3-month period of modified ride-on car use. *Pediatr Phys Ther*, 32(3):243–248, 2020.
- [5] HH Huang and JC Galloway. Modified ride-on toy cars for early power mobility: a technical report. *Pediatr Phys Ther*, 24(2):149–54, 2012.
- [6] M Kelemen, T Kelemenová, I Virgala, L Miková, and T Lipták. Rapid control prototyping of embedded systems based on microcontroller. *Procedia Engineering*, 96(1):215–220, 2014.
- [7] Stephen J Chapman. *Fundamentos de máquinas elétricas*. AMGH editora, 2013.
- [8] TV Sickle. *Programming Microcontrollers in C*. LLH Technology Publishing, Virginia, 2001.
- [9] Adel S Sedra and Kenneth Carless Smith. *Microeletrônica*. Pearson Prentice Hall, 2007.
- [10] TR Kuphaldt. *Lessons In Electric Circuits, Volume III - Semiconductors*. Open Book, Idaho, 2005.



- [11] S Oliveira. Internet das Coisas com ESP8266, Arduino e Raspberry Pi. Novatec, São Paulo, 2021.

INSTRUMENTATION OF A MATTRESS WITH POLYMERIC OPTICAL FIBER SENSORS FOR PRESSURE ULCERS PREVENTION

Anny dos Santos Natali¹, Evandro O. T. Salles², Camilo A. R. Diaz¹

¹Telecommunications Laboratory (LabTel), Electrical Engineering Department, Federal University of Espírito Santo, Vitória, Brazil; anny.natali@edu.ufes.br, camilo.diaz@ufes.br

²Neural Systems and Computation laboratory (CISNE), Electrical Engineering Department, Federal University of Espírito Santo, Vitória, Brazil; evandro.salles@ufes.br,

Abstract: *Bedridden people are affected by pressure ulcers, which are skin lesions that arise as a result of prolonged pressure on certain regions of the body, usually close to bone surfaces. In this context, this work presents the instrumentation of a mattress with Polymer Optical Fiber (POF)-based pressure sensors, that vary their response according to the force exerted on them. The data obtained made it possible to identify the position in which the person is lying down. A set of 12x5 sensors (evenly distributed) was embedded in a foam structure and placed on a mattress. The deformation of the sensors leads to variations in light intensity, allowing the monitoring of the force generated by body weight on the sensors. Classification of positions, dorsal decubitus; ventral and lateral, were analyzed. Three machine learning algorithms were used to identify the positions, the Support Vector Machine (SVM), the Random Forest and the Multilayer Neural Perceptron Network (MLP). The algorithms showed F1-score with values above 90% in the classification. Thus, it is possible to differentiate the positions produced by the participant. These results are useful as they will contribute to the development of pressure ulcer prevention warning systems.*

Keywords *Polymer Optical Fiber, Smart Mattress, Pressure Sensors, Pressure Ulcers.*

1. Introduction

According to the Brazilian Institute of Geography and Statistics (IBGE), there is a portion of the population that needs special care. Approximately 45.6 million people in Brazil have some type of disability, including those with limited mobility, which represents 23 % of the Brazilian population (2010 Demographic Census) [4].

Individuals who have some forms of reduced mobility are usually bedridden or relying on the use of wheelchairs to be taken from one place to another. These people need more care to avoid the aggravation of diseases or the appearance of skin lesions, also known as pressure ulcers, which are lesions commonly located on the bone surfaces. This type of wound arises as a result of the pressure on a certain region of the body for a certain period [12]. The regions of the body considered at risk are those with bony prominences, such as the scapula, heel, sacrum and also the region of the occipital bone [3]. Therefore, to avoid the appearance of skin lesions, it is important to monitor the contact pressure between the patient's skin and the surface on which the patient is lying [12].

The use of effective and safe detection and monitoring devices has been advancing over the years in various types of biomedical applications [12], [11]. For example, in the mattresses' applications,

the use of force-sensors resistors (FSR) instrumented on a mattress [12], or the use of optical fibers, as a multimodal interferometer [13], [17], polymer optical fiber (POF) [5], [2] and fiber Bragg gratings (FBGs) [15], have been reported in the state-of-the-art.

Over the years, fiber optic sensors gained more attention and began to be studied and applied to monitor several parameters. In the medical field, these types of sensors are used in surgeries, in the measurement of skin contact pressure and in the detection of vital signs [10]. Optical fibers are used in these applications because they do not suffer electromagnetic interference [10], [16], are small [10], [16], have low weight [16], are flexible, and could be used in treatments and monitoring of human parameters, due to its biocompatibility [5].

Among the optical fiber sensors, the ones manufactured with POF based on light intensity modulation, are the lowest cost approach [5]. They do not require a complex structure to fabricate them. Usually, the setup is based on light sources such as LEDs (Light Emitting Diodes) and photodetectors (PD), which are low-cost devices. The optical power can be measured in the transmission or reflection mode, and the light can be coupled in either the end face of the POF or in a lateral cut of the POF known as sensitive zone [5], [2], [16], [1].

To process/classify the information coming from the signals of sensors used in pressure monitoring, several machine learning algorithms have been already used, such as: the Support Vector Machine (SVM) which has a hyperplane or margin in order to separate the classes; the Random Forest (RF) which is a classifier and it is based on the result of several decision trees until reaching the final result and thus obtaining the prediction, a Multilayer Perceptron (MLP) neural network. The MLP training is based on the backpropagation of the stochastic gradient descent error, where the final error calculated at the output is used as input again, performing backpropagation [14].

In this article, the instrumentation of a mattress with POF based sensors is described and three different positions are analyzed: dorsal decubitus; ventral and lateral [8]. The results obtained from the sensor's response are applied in SVM, RF and MLP classifiers, in order to classify the positions. This paper is organized as follows: Section 2 depicts the development of the POF sensors array and the mattress instrumentation. Section 3 shows the data acquisition and the analysis of the collected data. The results, conclusions and future works are presented in Section 4.

2. Materials and methods

2.1 Development of Sensor Array

As can be seen in Fig. 1(a), the sensor's working principle is based on the variation of light intensity. The cladding removal abrasive process is made on the outer surface of the POF and, through this side cut, a LED light is coupled to the fiber core and propagated to the ends of the fiber. In the manufacturing process of the sensor head, the LED is positioned at a distance of 6 mm from the fiber cut (sensitive zone) into a 3D-printed cylindrical structure. After the POF and the LED are placed into the mold, they are covered by a Polydimethylsiloxane (PDMS) transparent resin. After the resin dries, the transparent silicone structure is obtained, where the LED and the fiber are fixed. The sensor head is a resistant and flexible cylinder of 12 mm high and 15 mm radius.

When the sensor head is subjected to a vertical force (Fig. 1(a)), the POF approaches the LED, allowing an increment in the light intensity towards the fiber core. When the pressure decreases, the fiber moves away from the light source, generating a variation in the light intensity. The optical power variations are detected and converted into an electrical signal by PD (IF-D93) [6] at each end of the fiber. The acquisition of the electrical signal is done by a Teensy 4.1 development board. The mattress has a sensor array of 5x12, which is equivalent to 60 sensors, where 24 detectors are used; 12 detectors

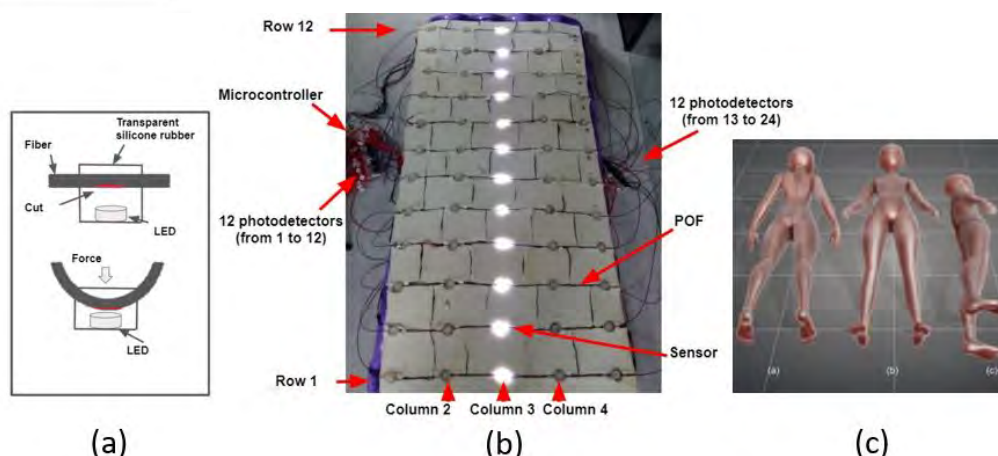


Figure 1. (a) Sensor working principle, (b) Mattress instrumentation with POF sensors and (c) 3 Three positions analyzed, Ventral decubitus on the mattress; Dorsal decubitus and Lateral decubitus.

are located on the right side of the mattress, and the other 12 detectors at the left side. The signals collected from all detectors are sent to a computer to be saved and processed. The methodology for sensor calibration was done through the application of already known weights from 0–5 kg in steps of 1 kg. The tests were repeated five times to verify the sensor response and repeatability.

2.1.1 Mattress instrumentation

An air mattress indicated for the prevention of pressure injury, was instrumented with pressure sensors and used as a prototype in the research project (Fig. 1(b)). The mattress has a loading capacity up to 130 kg, composition of polyvinyl chloride (PVC), and dimensions of 1.90 m long and 90 cm wide. In the instrumentation process, a foam layer (D33 Polyurethane composition) with 2 cm thickness and with the same dimensions of the mattress, was placed on the surface of the mattress for fixing the POF-based sensors. These lines are the POFs, with five sensors on each fiber and two PDs, one at each end. The activation of light sources is performed at different times [7]. Each LED of all lines that are in the same position can be lit, as shown in Fig. 1(b), where each sensor on a fiber line is detected separately.

2.2 Protocol

Data acquisition occurred through the Teensy 4.1 development board, with an ARM Cortex-M7 IMXRT1062 microcontroller at 600 MHz. Connected to a computer via USB. Then, the data were processed and analyzed. The programming language was Python. The tests were performed with one healthy subject; the subject lay down on the mattress in three different positions (Fig. 1(c)): dorsal decubitus; ventral and lateral. For each of these positions analyzed, a column of LEDs was activated (Fig. 1(b)), thus, different regions of the mattress could be monitored. For example, one of three columns of central LEDs is turned on at a time: column 2, column 3 or column 4. Fig. 1(b) shows column 3 lit.

For each detection performed, 20,000 samples were obtained, which equals 3 minutes, referring to only one activated column and one executed position. The detection of activation of the three columns for three different positions in each activation led to the acquisition of 180,000 samples, with a total data collection time of 27 minutes. In this work, three different tests are proposed to evaluate the performance of the developed system, Test: the volunteer lies down on the mattress in

the dorsal decubitus position (Fig. 1(c)). Column 2 of LEDs was activated to analyze the responses of the sensors that are positioned in this column and then the pressure data generated by the weight of the volunteer's body were read. Subsequently, column 3 of LEDs was activated so that the sensors in that position were also analyzed and the data were read. Finally, column 4. The tests were repeated for the other two performed positions, the prone and lateral decubitus (Fig. 1(c)).

2.2.1 Data analysis

A microcontroller was used that receives the analog signal coming from the photodarlington IFD93, which provides high optical gain, which eliminated the need for post-amplification, so the data was processed. The sampling frequency was 100 Hz. Data were digitally filtered by a 5th order low-pass Butterworth filter, with a cutoff frequency of 30 Hz. The Butterworth filter manages to eliminate ripple in the passband, since it has a flat response. From the passband to the stopband, it has a magnitude of 0.7, which is equivalent to -3 dB. After filtering the data, the features were extracted in the time domain with 2-second segments without overlap. The time domain features of the signal were: mean; standard deviation; variance; skewness; kurtosis and root mean square. After extracting the features, the data were normalized, divided into 70 % for training and 30 % for testing and applied to the following classifiers: In the SVM classifier, the value of parameter C was equal to 1 and the kernel used was Radial Basis Function 'rbf'. In the Random Forest classifier, the parameters defined were n-estimators equal to 10, which is the number of trees in the forest. The max-depth parameter equals 2, which refers to the maximum depth of the tree. And, the min-samples-leaf parameter is equal to 1, default that specifies the minimum number of samples contained in each leaf. All other parameters remained the default values. The MLP classifier was configured with four attributes in the input layer, two hidden layers, each with four neurons and 'relu' activation function; an output layer using the 'Sigmoid' activation function, to classify three classes.

3. Results

The POF sensor used in this mattress project has been calibrated. Fig. 2(a) shows the signals obtained in the calibration of the sensor in the application of weights from 0 to 5 kg. In blue is the unfiltered signal and in orange, filtered. Fig. 2(a) represents the signal from a detector at each end of a fiber line. After analyzing the data, a maximum linearity of 98.47 % was observed for detector 1 and 99.75 % for detector 2. After characterizing the sensors, the mattress was instrumented. Data were acquired, processed, filtered and feature extraction was performed and applied to PCA, which is a dimensionality reduction technique, which was used in this project to reduce 144 attributes into four principal components. These four components were applied to the inputs of the classification algorithms. Fig. 2(b) shows the PCA graph of the volunteer's data, differentiating the 3 classes. To evaluate the classification results of the algorithms, the confusion matrix was used, which is a table that allows the visualization of the performance of the classifier. Through the confusion matrix, the results of the F1-score can be observed, which is a harmonic average between precision and recall, the higher the F1-score means a good performance of the classifier. Results according to Fig. 2(c) show an average above 90 %. The graph in Figure 2(d) is a boxplot of the 4 components obtained from the PCA, where the data that differ from all the others can be seen.

4. Conclusions

The prototype proposed in this research uses low-cost, easy-to-deploy, and scalable POF-based pressure sensors. This article shows the results of the algorithms used to classify three different

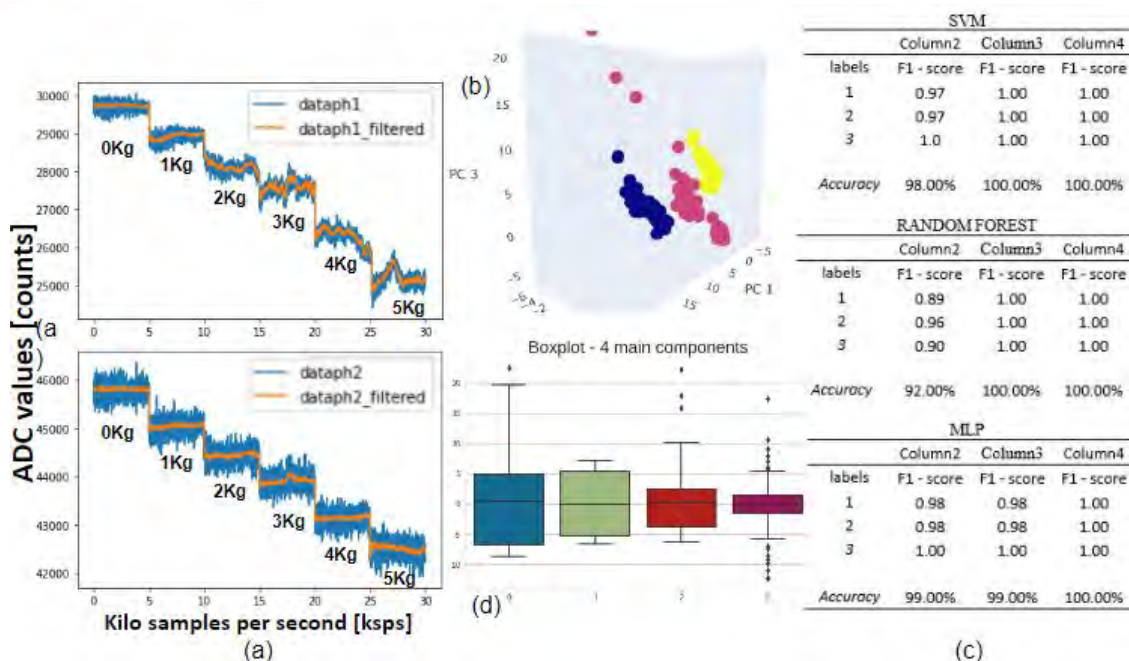


Figure 2. (a) Sensor characterization with variations from 0 - 5 kg, (b) 3 position PCA with column 3 activated, (c) F1score results of the 3 positions in each activation of a column and (d) The boxplot graph of the data.

postures in supine, prone and lateral decubitus: SVM, RF and MLP algorithms. In this project, it was identified that the SVM and MLP algorithms demonstrated a better precision in relation to the RF, since the precision rates are constant, even if the results are similar with average rates above 90 %, the SVM and the MLP demonstrated a better consistency in the accuracy of the results. In [9] also uses sensors based on plastic fiber optics instrumented in a mattress to monitor patients during sleep, applies an SVM algorithm for classification, obtained results above 90 % as in this article. A future work is the creation of an alert generation system, to monitor the time that a patient remains in the same position and thus prevent the appearance of ulcers. In addition, it is expected to include more variables such as temperature, breathing, and to validate more postures to enhance the system.

5. Acknowledgments

A. Natali acknowledges the financial support from CAPES(001). C. Diaz acknowledges the financial support of FAPES(459/2021), CNPq(310668/2021-2), and MCTI/FNDCT/FINEP(2784/20).

References

- [1] A. Arifin, I. Indawani, A. Bualkar, and T. Dahlang. Design of sensor water turbidity based on polymer optical fiber. *2017 International Seminar on Sensors, Instrumentation, Measurement and Metrology (ISSIMM)*, pages 146–149, 2017.
- [2] S. Demetrio and S. Salvador. Low cost plastic optical fiber pressure sensor embedded in mattress for vital signal monitoring. *Sensors*, 17, 2017.
- [3] S. Devdip, M. John, M. Yitzhak, D. Raymond, and H. Kelli. A new vision for preventing pressure ulcers: Wearable wireless devices could help solve a common-and serious-problem. *IEEE Pulse*, 9(6):28–31, 2018.

- [4] V. G. Garcia and A. G. Maia. Characteristics of the participation of people with disabilities and/or functional limitations in the brazilian labor market. *Brazilian Journal of Population Studies*, 31, 2014.
- [5] P. Han, L. Li, H. Zhang, L. Guan, C. Marques, S. Savović, B. Ortega, R. Min, and X. Li. Low-cost plastic optical fiber sensor embedded in mattress for sleep performance monitoring. *Optical Fiber Technology - ELSEVIER*, 64, 2021.
- [6] Industrial Fiber Optics, INC. *Fiber Optic Phodarlington IF D93*. Datasheet.
- [7] A. G. L. Junior, C. R. Díaz, C. Marques, M. J. Pontes, and A. Frizera. Multiplexing technique for quasi-distributed sensors arrays in polymer optical fiber intensity variation-based sensors. *Optics Laser Technology*, 111:81–88, 2019.
- [8] S. Keller, M. Natália, C. Thalles, S. Ana, B. Olivia, and B. Frank. The effects of different body positions on pulmonary function in healthy adults. *Fisioterapia Em Movimento*, 35, 2022.
- [9] Tianliang Li, Qingfeng Pei, and Chen Zhao. Plastic optical fiber sensor-based smart mattress for sleeping posture remote monitoring. pages 136–141, 2022.
- [10] P. Mayoral, G. Gutiérrez, C. Pérez, V. Treviño, G. Velasco, H. Cruz, T. Rosas, T. Carrillo, A. Ríos, and R. Laguna Apreza EL. Fiber optic sensors for vital signs monitoring. a review of its practicality in the health field. *Biosensors*, 11, 2021.
- [11] E. B. Monroy, A. P. Rodríguez, M. E. Estevez, and J. M. Quero. Fuzzy monitoring of in-bed postural changes for the prevention of pressure ulcers using inertial sensors attached to clothing. *Journal of Biomedical Informatics -Elsevier*, 107, 2020.
- [12] S. Pereira, R. Simoes, J. Fonseca, R. Carvalho, and J. Almeida. Textile embedded sensors matrix for pressure sensing and monitoring applications for the pressure ulcer prevention. *IEEE*, pages 1–6, 2018.
- [13] Wa. Senmao, N. Xiaoling, L. Liangye, W. Jingyi, L. Qi, Y. Zhijun, Z. Lin, and S. Qizhen. Noninvasive monitoring of vital signs based on highly sensitive fiber optic mattress. *IEEE Sensors Journal*, 20(11):6182–6190, 2020.
- [14] S. Smita, P. S. Parameshwar, S. Arya, R. Faiz, and N. Saritha. Phishing detection using random forest, svm and neural network with backpropagation. *2020 International Conference on Smart Technologies in Computing, Electrical and Electronics (ICSTCEE)*, pages 391–394, 2020.
- [15] F. Victor, J. Maniyeri, J. Eugene, Y. Zhu, and J. Emily. Fiber bragg grating-based monitoring and alert system for care of residents in nursing homes. *IEEE World Forum on Internet of Things, (WF-IoT)*, 2018-Janua:195–200, 2018.
- [16] K. Wern, M. Waleed, K. Sinead, and L. Elfed. Portable 3-d printed plastic optical fibre motion sensor for monitoring of breathing pattern and respiratory rate. *2019 IEEE 5th World Forum on Internet of Things (WF-IoT)*, pages 144–148, 2019.
- [17] L. Yang, D. Bo, Z. Yudi, C. Enqing, W. Xiaoli, Z. Wei, and W. Yishan. Smart optic fiber mattress for animal sleep continuous monitoring based multi-modal interferometer. *Journal of Lightwave Technology*, 39(12):4131–4137, 2021.

USO DO EXOESQUELETO DE MEMBRO SUPERIOR NA REABILITAÇÃO DE INDIVÍDUOS COM DISFUNÇÃO MOTORA: REVISÃO INTEGRATIVA

Fernanda Vaz de Souza¹, Jessica Paola Souza Lima¹, Teodiano Freire Bastos Filho^{1,2}

fernandavaz.souza@hotmail.com, jessicapaula_sl@hotmail.com, teodiano@ele.ufes.br

1 - Programa de Pós-Graduação em Biotecnologia, Universidade Federal do Espírito Santo (UFES), Vitória, Brasil.

2 - Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica, Universidade Federal do Espírito Santo (UFES), Vitória, Brasil.

Resumo: As doenças neuromusculares são uma das principais causas de limitações funcionais no mundo. Diante disso, os avanços tecnológicos nas áreas de fisioterapia e robótica têm se expandido, sendo que terapias robóticas com uso de exoesqueletos são um reflexo dessa expansão. Esta revisão tem por objetivo analisar o uso de exoesqueleto na reabilitação de indivíduos com disfunções motoras de membro superior. A busca por artigos publicados entre 2017 e 2022 foi realizada nas plataformas *National Library of Medicine* (NLM) e no Portal Regional da Biblioteca Virtual em Saúde, havendo sido selecionados e analisados dez artigos. Esta revisão mostra que o uso de exoesqueleto de membro superior em programas de reabilitação tem mostrado bons resultados quanto a melhora da amplitude de movimento, agilidade para realizar tarefas, melhora da funcionalidade e, conseqüentemente, da qualidade de vida, principalmente em indivíduos pós-AVC (Acidente Cérebro-Vascular).

Palavras-chave: Exoesqueleto, membro superior, reabilitação.

Abstract: Neuromuscular diseases are one of the main causes of functional limitations in the world. Technological advances in the areas of physiotherapy and robotics have expanded, showing that robotic therapies using exoskeletons reflect this expansion. This review aims to analyze the use of the exoskeleton in the rehabilitation of individuals with upper limb motor dysfunctions. The search for articles published between 2017 and 2022, of the clinical trial type and in English, was carried out on the search platforms of the National Library of Medicine (NLM) and on the Regional Portal of the Virtual Health Library, with ten articles being selected and analyzed. This review shows that the use of upper-limb exoskeleton in rehabilitation programs has shown good results in terms of improved range of motion, agility to perform tasks, improved functionality and, consequently, quality of life and independence, especially in post-stroke individuals.

Keywords: Exoskeleton, upper limb, rehabilitation.

1- Introdução: As doenças neuromusculares são uma das principais causas de morte e limitações funcionais no mundo. Dentre essas doenças destaca-se o AVC, que acomete milhões de pessoas por ano e é considerada a terceira causa de morte e incapacidade no mundo¹. Como consequência, as disfunções causadas por essa doença refletem grandes impactos na saúde física, mental e também na qualidade de vida dos acometidos. Alguns estudos estimam que

cerca de 30% da população que sofre AVC desenvolve dependência funcional para suas atividades diárias^{2,3,4}.

Em consequência da expectativa do aumento do número de pessoas com disfunções motoras, os avanços tecnológicos nas áreas de fisioterapia e robótica têm se expandido na busca de alternativas inovadoras, eficazes e acessíveis para reabilitação desses indivíduos. As terapias robóticas com uso de exoesqueletos são reflexos desses avanços, tendo como objetivo auxiliar e otimizar a realização de atividades físicas através da interação biomecânica com o corpo humano^{5,6}. Diante disso, esta revisão tem por objetivo analisar o uso e os efeitos de exoesqueletos na reabilitação de indivíduos com disfunções motoras de membro superior.

2 - Métodos: Este estudo caracteriza-se como sendo uma Revisão Integrativa da Literatura, baseado em evidências científicas extraídas da literatura existente, com o objetivo de corroborar com a geração e disseminação do conhecimento sobre o tema em questão.

Para a elaboração da questão norteadora do estudo, utilizou-se a estratégia PICO, onde, “P” foram indivíduos com disfunção motora, “I” foi exoesqueleto de membro superior, “C” tipos de intervenção e “O” reabilitação motora. Desta forma, definiu-se a questão de pesquisa: “Quais são os efeitos do uso de um exoesqueleto de membro superior na reabilitação de indivíduos com disfunção motora?”⁷.

Foram incluídos artigos disponíveis na íntegra, do tipo ensaio clínico, no idioma inglês, publicados entre 2017 e 2022, que abordassem o uso de exoesqueletos de membro superior na reabilitação neuromotora. Em contrapartida, foram excluídos artigos incompletos, que não fossem ensaios clínicos ou que utilizassem apenas exoesqueleto uni-articular de mão ou de ombro para reabilitação. A busca de dados foi realizada no mês de dezembro do ano de 2022 nas plataformas de busca da *National Library of Medicine* (NLM) PubMed e no Portal Regional da Biblioteca Virtual em Saúde. Essa busca foi executada com auxílio das palavras-chaves: *exoskeleton*, *upper limb* e *rehabilitation* e suas combinações. Após a escolha das palavras-chaves e das combinações pertinentes ao tema, foi incluída na busca de dados os filtros: texto completo, ano de publicação 2017 a 2022, tipo de artigo ensaio clínico, e idioma inglês. Foram selecionados 10 artigos para esta revisão.

3 – Resultados e Discussão: Os achados com relação à população estudada 90% (09 artigos) foram desenvolvidos com pacientes que sofreram AVC, enquanto 10% (um artigo) estudou indivíduos com distrofia muscular. Todos os artigos selecionados foram do tipo ensaio clínico, sendo dois de estudos piloto. A qualidade das evidências dos artigos analisados (Figura 1) foi avaliada segundo orientações da *cochrane risk of bias tool*⁸. A metodologia de busca e seleção está disposta no fluxograma apresentado na Figura 2 e as principais características dos artigos selecionados encontram-se descritas na Tabela 1.

Estudos	Geração de sequência aleatória (Viés de seleção)	Sigilo de Alocação (Viés de seleção)	Cegamento dos participantes/equipe (Viés de performance)	Desfechos incompletos (Viés de Atrito)	Relato de desfecho seletivo (Viés de publicação)	Outras fontes de viés	Classificação do risco de viés
Domínio do Risco de Viés							
Chen, J. et al., 2018	?	?	?	+	+	+	?
Schweighofer, N. et al., 2018	+	?	?	+	+	-	?
Büsching, I. et al., 2018	?	?	?	+	+	+	?
Patel, J. et al., 2019	+	+	+	+	+	+	+
Lee, S.H. et al., 2020	+	+	?	-	+	+	+
Sehle, A. et al., 2021	+	+	?	-	+	+	+
Longatelli, V. et al., 2021	+	+	+	-	+	+	+
Keeling, A.B. et al., 2021	?	?	?	+	+	+	?
Morone, G. et al., 2022	+	+	+	-	+	+	+
Frisoli, A. et al., 2022	+	+	+	-	+	+	+
Legenda							
+		?		-			
Baixo risco de viés		Risco de viés incerto		Alto risco de viés			

Figura 1. Qualidade das evidências dos estudos analisados.

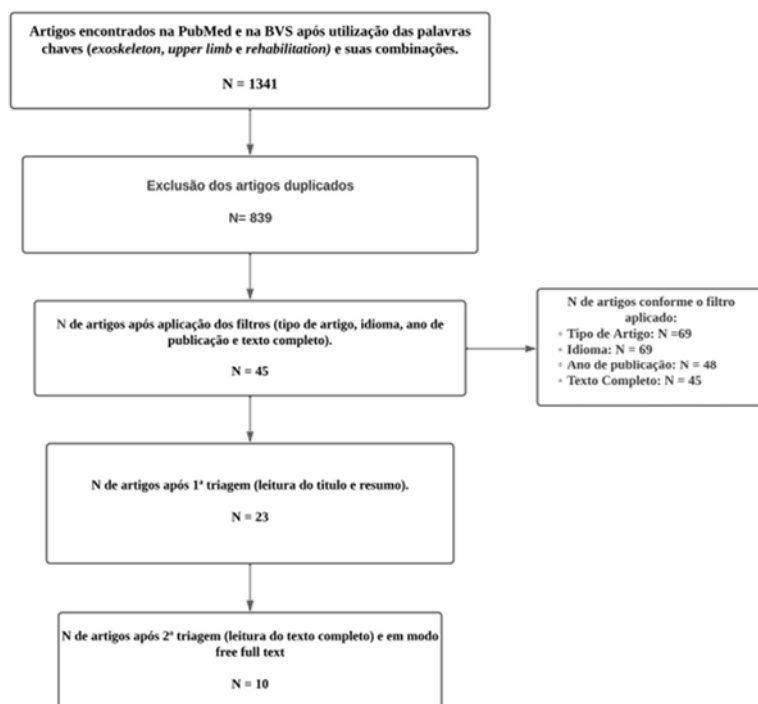


Figura 2. Fluxograma de metodologia de busca e seleção de artigos.

Tabela 1

Síntese dos artigos analisados.

AUTOR/ ANO	OBJETIVOS	EQUIPAMENTO	RESULTADOS
Chen, J. et al., 2018.	Avaliar as mudanças nos padrões de movimento, a segurança, conforto e função do dispositivo <i>SpringWear</i> em pacientes com AVC crônico.	SpringWear	O <i>SpringWear</i> aumentou os valores máximos de flexão do ombro, extensão e flexão do cotovelo e prono supinação do antebraço, entretanto, não houve melhora consistente na capacidade de concluir tarefas funcionais
Schweighofer, N. et al., 2018.	Testar a hipótese de que as mudanças no desempenho durante o treinamento com exoesqueleto segue dois processos (inicial rápido e mais lento) que refletem na redução do comprometimento geral do membro sob reabilitação.	Armeo@Spring	A análise cinemática dos movimentos realizados durante o treinamento motor com exoesqueleto permitiu identificar um processo rápido e outro lento de melhora do desempenho, demonstrando que pelo menos dois processos estão envolvidos nas melhorias de desempenho durante o treinamento mecanizado pós-AVC. O processo rápido é consistente com o aprendizado do uso do exoesqueleto,

Büsching, I. et al., 2018.	Avaliar a viabilidade e aceitação de exercícios semi-autônomos diários com o uso de um exoesqueleto de membro superior associado e comparado a um programa de neuroreabilitação convencional e intenso com abordagem multidisciplinar.	<i>Armeo@Spring</i>	enquanto o processo lento reflete independentemente a redução do comprometimento da extremidade superior.
Patel, J. et al., 2019.	Avaliar se os ganhos no comprometimento e no comportamento dos membros superiores são maiores se forem fornecidas 8 horas adicionais de treinamento intensivo de realidade virtual e robótica baseado em aprendizagem motora durante o primeiro mês pós-AVC em comparação com os cuidados habituais sozinhos.	<i>NJIT-RAVR (Haptic Master e CyberGrasp)</i>	O treinamento semi-autônomo com um exoesqueleto da extremidade superior foi viável e bem aceito por pacientes com AVC com paresia grave da extremidade superior. Os resultados sugerem que a melhora da função motora pode estar associada à quantidade de exercícios adicionais efetuados com o exoesqueleto.
Lee, S.H. et al., 2020.	Comparar diretamente os efeitos da utilização dos robôs EE e Exo em uma população de pacientes com AVC crônico com comprometimento moderado a grave dos membros superiores.	<i>InMotion e Armeo Power</i>	Concluíram que a intervenção do robô EE é melhor do que a intervenção do robô Exo em relação à atividade e participação entre pacientes com AVC crônico com comprometimento moderado a grave da função da extremidade superior após 4 semanas de intervenção.
Sehle, A. et al., 2021.	Avaliar os efeitos de um treinamento adicional assistido por robô no membro superior em pacientes com AVC subagudo.	<i>Armeo@Spring</i>	O principal resultado deste estudo, baseado na avaliação da Fugl-Meyer, indica que ambos os grupos de pacientes melhoraram na mesma proporção. No entanto, os dados neurofisiológicos mostraram uma mudança associada ao grau de melhora clínica e à quantidade de terapia geral da extremidade superior.
Longatelli, V. et al., 2021.	Avaliar a melhora funcional do membro superior de pacientes com distrofia muscular induzida por um dispositivo passivo e/ou semiativo e comparar o impacto dessas duas tecnologias diferentes na funcionalidade do membro sob reabilitação.	Wrex Ayura	A maioria dos pacientes obteve melhora da função do membro superior com o uso de ambos os dispositivos. A eficácia de cada equipamento foi relacionada ao nível de capacidade residual do usuário.
Keeling, A.B. et al., 2021.	Desenvolver novas abordagens para otimizar a recuperação de pacientes na fase subaguda do AVC.	<i>Kinarm</i>	O estudo demonstrou a viabilidade de utilizar o novo programa de reabilitação robótica proposto no AVC subagudo, sendo que a adição da terapia robótica resultou em uma melhora significativa nas medidas clínicas.
Morone, G. et al., 2022.	Avaliar se a Estimulação Transcraniana por Corrente Contínua (ETCC) pode aumentar a eficácia do treinamento robótico de exoesqueleto nas funções motoras dos membros superiores em pacientes com AVC crônico.	<i>Armeo@Power II</i>	O estudo mostrou que o tDCS não melhorou o efeito de uma intervenção terapêutica assistida por robô de membro superior em pacientes com AVC crônico com a utilização do protocolo proposto. Exceto pelo aumento da Amplitude de Movimento (ADM) do membro superior, nenhum outro efeito estatisticamente relevante foi encontrado nas avaliações clínicas e neurofisiológicas entre os estímulos real e simulado associados à terapia assistida por robô.
Frisoli, A. et al., 2022.	Avaliar os efeitos de um treinamento de exoesqueleto robótico em exercícios tridimensionais orientados versus um programa igualmente intenso de intervenção de terapia manual.	<i>L-EXOS</i>	Os resultados mostraram que tanto o tratamento manual quanto o robótico podem levar a uma melhora significativa em pacientes com AVC crônico. Uma melhora significativamente maior da terapia robótica foi observada tanto através do teste de <i>Fugl-Meyer</i> quanto no tempo de execução das tarefas do <i>Bimanual Activity Test</i> .

A heterogeneidade, tanto do tipo de exoesqueleto utilizado quanto dos protocolos de reabilitação, observada durante esta revisão, reflete uma gama enorme de possibilidades de terapias para pessoas com disfunções motoras de membros superiores. Em contrapartida, isso dificulta uma adequada comparação e definição de qual o melhor método e equipamento a ser utilizado para se obter benefícios para a reabilitação motora. Frisoli et al. (2022) obteve como resultado que tanto o tratamento convencional quanto o tratamento com exoesqueleto são capazes de proporcionar melhoras significativas em pacientes com AVC crônico, o que corrobora com os resultados obtidos por Sehle et al. (2021). Todavia, a terapia com exoesqueleto apresentou melhoras superiores, levando em consideração o teste de *Fugl-meyer* e o tempo de execução das tarefas propostas. Já para Patel et al. (2019), a terapia proposta com a utilização do exoesqueleto refletiu em maiores ganhos na recuperação das disfunções motoras

quando comparada com a terapia convencional de forma isolada. Esses achados corroboram com os de Keeling et al. (2021) e de Busching et al. (2018).

Lee et al. (2020), ao comparar dois equipamentos robóticos diferentes, chegou à conclusão que a intervenção com um equipamento robótico específico é mais eficiente na reabilitação de pacientes com AVC do que o treinamento com exoesqueleto. Já Logatelli et al. (2021), determinou que a maioria dos indivíduos da pesquisa apresentaram melhora da função motora do membro superior com o uso de ambos os dispositivos e que a eficácia de cada equipamento está diretamente relacionada ao nível de capacidade residual do paciente.

Chen et al. (2018), embora não tenha realizado comparações entre o uso de exoesqueleto e outras terapias, concluiu que o uso de exoesqueleto é capaz de aumentar os valores máximos de ADM de ombro e cotovelo. Com relação ao estudo de Marone et al. (2022), foi demonstrado que a terapia com tDCS não foi capaz de melhorar o efeito de uma intervenção terapêutica assistida por robô de membro superior em pacientes com AVC crônico, exceto pelo aumento da ADM do membro superior. Esses achados diferem do que vem sendo descrito sobre a terapia com tDCS na literatura, já que esse tipo de intervenção tem como objetivo estimular ou inibir a excitabilidade cortical e, associada a outras terapias, vem sendo descrita como promissora, eficaz e segura para a reabilitação de disfunções motoras decorrentes de doenças neuromusculares^{19,20}.

É importante ressaltar que os resultados obtidos nesta revisão sofreram influência de diversos fatores como, por exemplo, nível de comprometimento motor prévio ao tratamento, tipo de equipamento utilizado, e adesão do paciente à terapia. Além disso, a associação de terapias parece ser um outro ponto importante para melhora motora por proporcionar um incremento tanto de técnicas de reabilitação quanto do número de sessões de reabilitação ofertadas para cada indivíduo.

As limitações observadas nos estudos revisados em geral englobam a adesão do paciente à terapia extra oferecida com o exoesqueleto, ao tamanho da amostra, o tipo de patologia estudada, ao transporte dos pacientes até o local de tratamento e ao custo do equipamento utilizado. Com relação à viabilidade, as propostas de novos programas de reabilitação apresentados nos artigos parecem viáveis e de fácil reprodução para elaboração de novos estudos na área.

4- Considerações Finais: O uso de exoesqueletos de membro superior em programas de reabilitação tem mostrado bons resultados quanto à melhora da Amplitude de Movimento (ADM), agilidade para realizar tarefas, melhora da funcionalidade e consequentemente da qualidade de vida, e independência, principalmente em indivíduos pós- AVC. Mais estudos devem ser realizados, tanto propondo investigar os efeitos de tal terapia em populações diversas e com maior número de participantes, quanto para o desenvolvimento de exoesqueleto de baixo custo, visto que essas foram uma das principais limitações dos estudos analisados, já que isso pode tornar o uso da terapia mais acessível.

5 - Referências

1. Barella RP, Duran VA, Pires AJ, Duarte RO. **Perfil do atendimento de pacientes com acidente vascular cerebral em um hospital filantrópico do sul de Santa Catarina e estudo de viabilidade para implantação de unidade de AVC.** Arq. Catarin Med. 2019 jan-mar; 48(1):131-143.
2. Chou HY, Tsai YW, Ma SC, Ma SM, Shih CL, Yeh CT. **Efficacy and Cost over 12 Hospitalization Weeks of Postacute Care for Stroke.** Int. J. Environ. Res. Public Health 2023, 20, 1419.
3. Santos JG, Fernández PR, Hernández RP, Bernal JJG, Solana JF, Peláez MS. **A Cross-Sectional Study: Determining Factors of Functional Independence and Quality of Life of Patients One Month after Having Suffered a Stroke.** Int. J. Environ. Res. Public Health 2023, 20, 995.
4. Duan H, Yan X, Meng S, Qiu L, Zhang J, Yang C, Liu S. **Effectiveness Evaluation of Repetitive Transcranial Magnetic Stimulation Therapy Combined with Mindfulness-Based Stress Reduction for People with Post-Stroke Depression: A Randomized Controlled Trial.** Int. J. Environ. Res. Public Health 2023, 20, 930.
5. Golabchi A, Chao A, Tavakoli M. **A Systematic Review of Industrial Exoskeletons for Injury Prevention: Efficacy Evaluation Metrics, Target Tasks, and Supported Body Postures.** Sensors (Basel). 2022 Apr 1;22(7):2714.
6. Xue X, Yang X, Tu H, Liu W, Kong D, Fan Z, Deng Z, Li N. **The improvement of the lower limb exoskeletons on the gait of patients with spinal cord injury: A protocol for systematic review and meta-analysis.** Medicine (Baltimore). 2022 Jan 28;101(4):e28709.
7. Santos CMC, Pimenta CAM, Nobre MRC. **A estratégia PICO para a construção da pergunta de pesquisa e busca de evidências.** Rev Latino-am Enfermagem 2007 maio-junho; 15(3).
8. Higgins JPT, Thomas J, Chandler J, Cumpston M, Li T, Page MJ, Welch VA (editors). **Cochrane Handbook for Systematic Reviews of Interventions version 6.3 (updated February 2022).** Cochrane, 2022. Available from www.training.cochrane.org/handbook.
9. Büsching I, Sehle A, Stürner J, Liepert J. **Using an upper extremity exoskeleton for semi-autonomous exercise during inpatient neurological rehabilitation- a pilot study.** J Neuroeng Rehabil. 2018 Aug 2;15(1):72.
10. Schweighofer N, Wang C, Mottet D, Laffont I, Bakhti K, Reinkensmeyer DJ, Rémy-Néris O. **Dissociating motor learning from recovery in exoskeleton training post-stroke.** J Neuroeng Rehabil. 2018 Oct 5;15(1):89.
11. Sehle A, Stürner J, Hassa T, Spiteri S, Schoenfeld MA, Liepert J. **Behavioral and neurophysiological effects of an intensified robot-assisted therapy in subacute stroke: a case control study.** J Neuroeng Rehabil. 2021 Jan 11;18(1):6.
12. Longatelli V, Antonietti A, Biffi E, Diella E, D'Angelo MG, Rossini M, Molteni F, Boccione M, Pedrocchi A, Gandolla M. **User-centred assistive SystEM for arm Functions in neUromuscuLar subjects (USEFUL): a randomized controlled study.** J Neuroeng Rehabil. 2021 Jan 6;18(1):4.
13. Frisoli A, Barsotti M, Sotgiu E, Lamola G, Procopio C, Chisari C. **A randomized clinical control study on the efficacy of three-dimensional upper limb robotic exoskeleton training in chronic stroke.** J Neuroeng Rehabil. 2022 Feb 4;19(1):14.
14. Keeling AB, Piitz M, Semrau JA, Hill MD, Scott SH, Dukelow SP. **Robot enhanced stroke therapy optimizes rehabilitation (RESTORE): a pilot study.** J Neuroeng Rehabil. 2021 Jan 21;18(1):10.
15. Chen J, Lum PS. **Pilot testing of the spring operated wearable enhancer for arm rehabilitation (SpringWear).** J Neuroeng Rehabil. 2018 Mar 2;15(1):13.
16. Morone G, Capone F, Iosa M, Cruciani A, Paolucci M, Martino Cinnera A, Musumeci G, Brunelli N, Costa C, Paolucci S, Di Lazzaro V. **May Dual Transcranial Direct Current Stimulation Enhance the Efficacy of Robot-Assisted Therapy for Promoting Upper Limb Recovery in Chronic Stroke?** Neurorehabil Neural Repair. 2022 Dec;36(12):800-809.
17. Patel J, Fluet G, Qiu Q, Yarossi M, Merians A, Tunik E, Adamovich S. **Intensive virtual reality and robotic based upper limb training compared to usual care, and associated cortical reorganization, in the acute and early sub-acute periods post-stroke: a feasibility study.** J Neuroeng Rehabil. 2019 Jul 17;16(1):92.
18. Lee SH, Park G, Cho DY, Kim HY, Lee JY, Kim S, Park SB, Shin JH. **Comparisons between end-effector and exoskeleton rehabilitation robots regarding upper extremity function among chronic stroke patients with moderate-to-severe upper limb impairment.** Sci Rep. 2020 Feb 4;10(1):1806.
19. Bornheim S, Croisier JL, Maquet P, Kaux JF. **Transcranial direct current stimulation associated with physical-therapy in acute stroke patients - A randomized, triple blind, sham-controlled study.** Brain Stimul. 2020 Mar-Apr;13(2):329-336.
20. De Doncker W, Ondobaka S, Kuppaswamy A. **Effect of transcranial direct current stimulation on post-stroke fatigue.** J Neurol. 2021 Aug;268(8):2831-2842.

UPPER LIMB REHABILITATION WITH A COLLABORATIVE ROBOTIC PLATFORM

Carmen I. Arreola¹, Mariana Elizalde¹, Irma N. Angulo¹, José L. Ramón², Gabriel J. García², Andrés Úbeda², Carlos A. Jara²

¹Universidad de Monterrey, Mexico

carmen.arreola@udem.edu, mariana.elizalde@udem.edu, irma.angulo@udem.edu,

²Universidad de Alicante, Spain

jl.ramon@ua.es, gigg@ua.es, andres.ubeda@ua.es, carlos.jara@ua.es

Abstract:

Rehabilitation is an important recovery process from dysfunctions that improves the patient's activities of daily living. Collaborative robots can help disabled people in the rehabilitation process due to their human-robot interaction properties. This paper describes an innovative approach that uses a collaborative robot to support the rehabilitation of the patient's upper member, complemented by an end tool integrated between the end-effector and the human arm. This robotic platform implements an impedance control which makes the system robust and helps in the rehabilitation process.

Key words: Acquired Brain Injury, Impedance Control, Rehabilitation Robotics, Upper Limb.

1. Introduction

The sudden loss of upper limb motor function is a clinical condition that is generally caused by brain damage, trauma at the spinal level or other neuromuscular diseases. Functional recovery is variable and specific to each patient and depends on the seriousness of the injury and the type of pathology. In the case of Acquired Brain Injury (ABI) patients, most of them suffering from a stroke, recovery is crucial during the subacute phase, which happens between one and six months after the incident. During the last few years, conventional rehabilitation has seen an important development in complementary tools to increase the effectiveness of the therapy. One of the main ways of providing a faster and better recovery is the use of robotic devices. In the case of upper limb rehabilitation, end-effector robots have provided a way to increase the intensity and repeatability of the rehabilitation protocols [2].

In the last few years, collaborative robots are being extensively used for rehabilitation, particularly for patients with upper limb disabilities [1]. These robots are specially prepared for human-robot interaction, and they can assist the motion in different modalities depending on the limb mobility (passive, active, active-assistive, etc). In these cases, human-robot interaction is mediated by end-effector tools. The robot end-effector attachment point is connected to the patient's limb and can guide it over a fixed path or can apply an assisted-as-needed control for the rehabilitation therapy. These systems usually use handles, grasped by the patient as robot end-effectors, to generate a motion of the limb in space. However, in most cases, these end-effectors do not allow hand mobility or grasping, reducing the possibilities of the rehabilitation exercises [3].

This paper proposes an innovate robotic platform composed by a collaborative robot with a more ergonomic and flexible end-effector to support the rehabilitation of the patient's upper member. The end tool will promote an easy and rapid mounting on the impaired limb of the patient and allow the hand to move freely when reaching objects in the rehabilitation exercises. This end-effector is connected both to the wrist by a fixed bracelet and to the robot end-effector by an adjustable spherical joint. Additionally, the collaborative robot is actuated by means of an assisted-as-needed controller such as the admittance/impedance control to adjust some velocity/force parameters in the rehabilitation exercises.

The paper is organized as follows: Section 2 describes the system architecture, the new handle designed for the robot end-effector, the impedance control implemented in the collaborative robot, and some results obtained with the whole platform. Finally, Section 3 will show some conclusions and future works.

2. Development

2.1 System architecture

The proposed system architecture of the robotic platform is composed by a UR3 collaborative robot, and end tool installed between the robot and the wrist of the user. The human robot interaction is by means of an impedance control implemented in the collaborative robot, which helps and assists the patient in the rehabilitation process. We can evaluate the biomechanics of upper limb rehabilitation tasks by means of the collaborative robot parameters.

In addition, this robotic platform can be combined with serious games to give the patient virtual applications for the rehabilitation exercises. Figure 1 shows the virtual model and the real setup of the robotic platform proposed for the upper-limb rehabilitation.

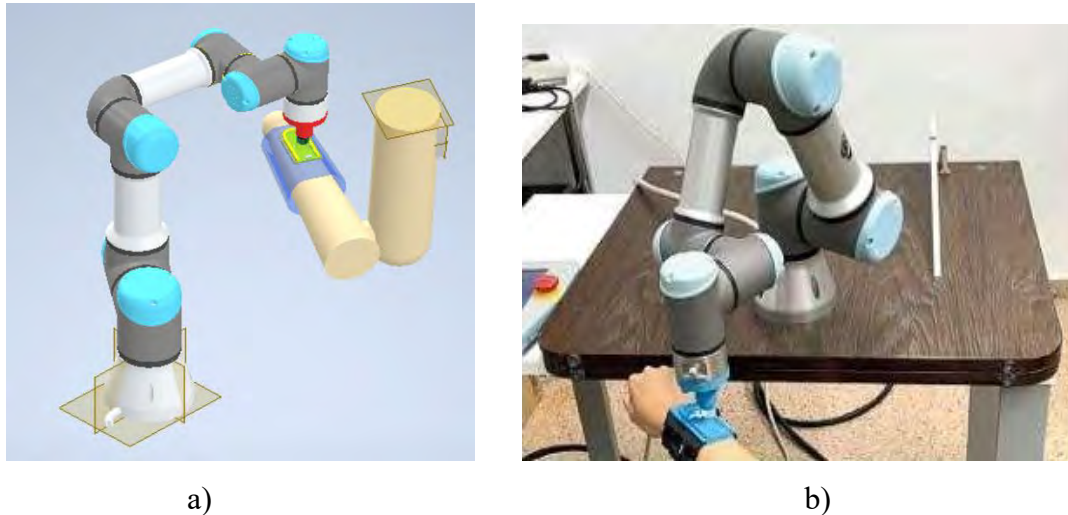


Figure 1. Robotic platform for upper-limb rehabilitation a) virtual model; b) real setup

2.2 New end-effector for the wrist of the patient

As commented in the Introduction section, most of the end tools for end-effector robot-assisted rehabilitation systems do not allow hand mobility, so this reduces the possibilities of the rehabilitation exercises. The robotic platform proposed includes an end tool which allows the hand to move freely, giving more possibilities to the robotic platform for grasping exercises. In the design and building of this tool, the difficulty was all about the pivot connection which needed to be made between the patient wrist and the robot. A first solution for this tool was composed of 4 pieces (Figure 2):

- Support: piece attached to the wrist with straps (Figure 2a).
- Pivot: this piece slides into the support and allows this translation with a small screw (Figure 2b).
- Ball joint and connector: the ball joint is a sphere which makes the joint rotation with the pivot piece and is connected to the connector by a screw (Figure 2c).
- The fourth piece is the one that makes the connection with the end of the robot by three screws (Figure 2c).

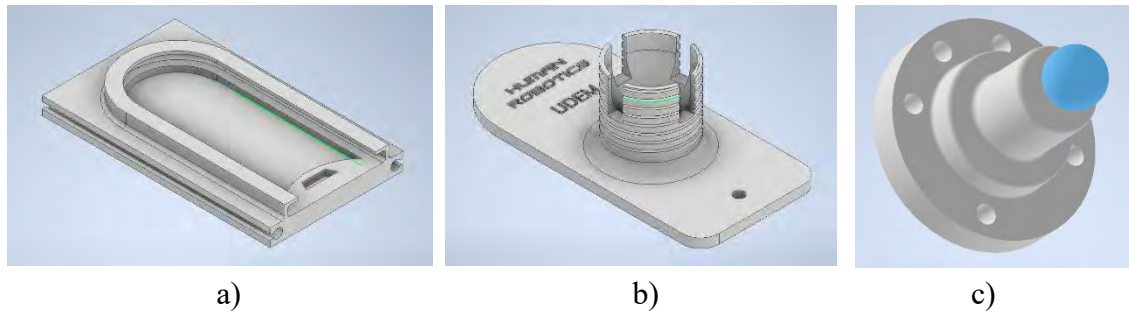


Figure 2. Pieces of the first version of the innovative end-effector designed.

This first version was tested, and some changes were introduced for a more ergonomic handle. First, the possibility of translation between the two first pieces (support and pivot) was changed. It was added a small part in front of both pieces which can stop this translation with a screw and a nut, which is safer and more practical. The second and biggest change was about the pivot connection. When the first version had trouble to connect the two first pieces (support and pivot) with the two last ones (ball joint and robot connector), the last version was designed more compact, where the ball joint piece is inside the pivot before being connected to the robot connector. That way, there is not any possibility of slipping and provides more rotation movement between the arm and the robot. Figure 3 shows the 3D CAD assembly of the tool designed and the real prototype installed between the collaborative robot and the human arm.

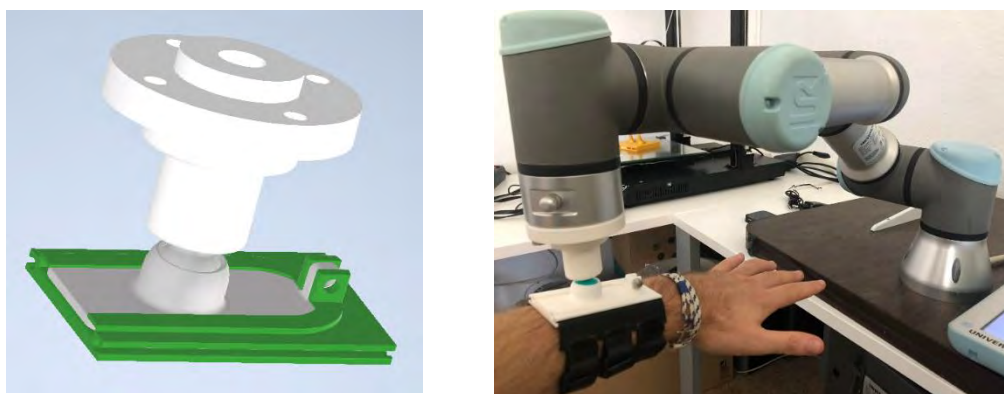


Figure 3. Final version of the end-effector and real prototype installed in the robot.

2.3 Impedance control and interface

Assist-as-needed controllers such as impedance/admittance control is commonly employed in robotics rehabilitation. This type of control allows to change the stiffness and damping in the movement; thus, rehabilitation exercises can be adapted depending on these parameters.

This type of control was implemented in the collaborative robot UR3 of the robotic platform proposed. However, the UR3 robot used does not have force controller and neither a torque sensor to implement a real impedance control. Thus, some changes were introduced to adapt the reference of the virtual impedance (force) to the robot velocity controller, and the forces were obtained from an estimation of the robot controller using the data of the joint torque sensors. Figure 4 shows the controller developed for the collaborative robot, where the virtual impedance force reference is transformed to a command velocity, using the robot mass (m) of the robot and the damping parameter (c).

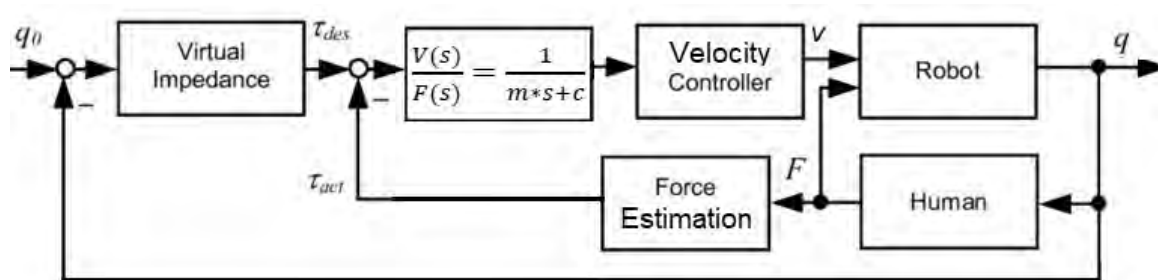


Figure 4. Impedance controller implemented in the collaborative robot UR3

In addition, an interface was developed for a suitable management of the robotic rehabilitation platform (Figure 5). This interface allows the user to change parameters such as the damping constant, the force threshold in the X, Y, Z axes, speed limit, etc to configure the rehabilitation exercises.

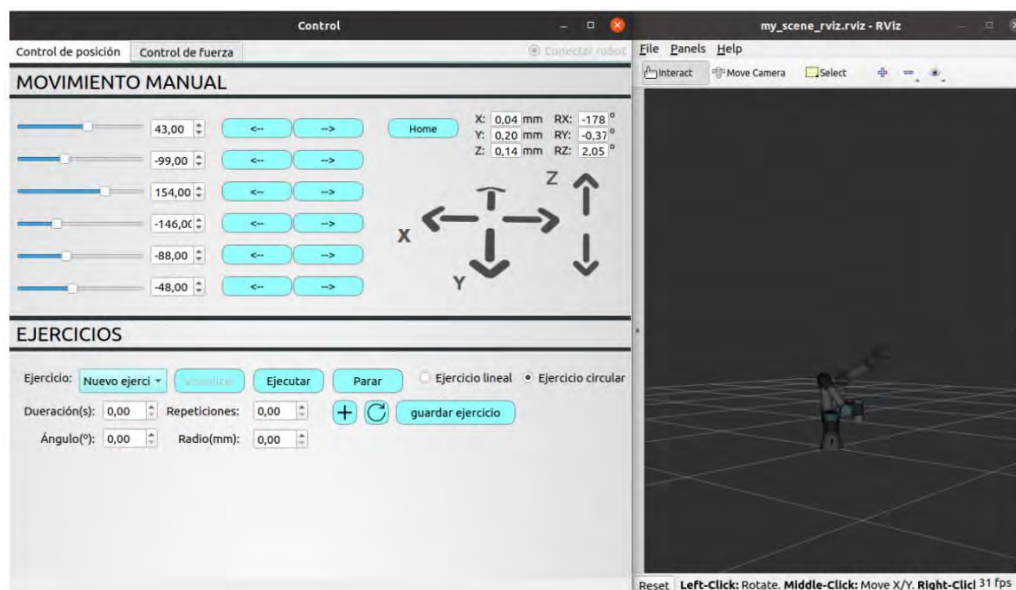


Figure 5. Interface developed for the robotic rehabilitation platform.

3. Conclusions

This paper has described an innovative robotic platform for upper-limb rehabilitation composed by a collaborative robot and complemented with an ergonomic and flexible end-effector for the patient's wrist. The robotic platform implements an impedance control which makes the system robust and helps in the rehabilitation process. As future works, it is planned to gamify the robotic rehabilitation platform by means of virtual activities (serious games) to allow a better recovery and increase the motivation of the patient.

4. References

- [1] G. Chiriatti, G. Palmieri and M.C. Palpacelli, A Framework for the Study of Human-Robot Collaboration in Rehabilitation Practices. *Advances in Service and Industrial Robotics*, 190–198, 2020.
- [2] S. H. Lee, G. Park, D. Y. Cho, H. Y. Kim, J. Lee, S. Kim, S. Park and J.-Ho Shin. Comparisons between end-effector and exoskeleton rehabilitation robots regarding upper extremity function among chronic stroke patients with moderate-to-severe upper limb impairment. *Scientific Reports* 10, 1806, 2020.
- [3] F. Molteni, G. Gasperini, G. Cannaviello and E. Guanzioli. Exoskeleton and End-Effector Robots for Upper and Lower Limbs Rehabilitation: Narrative Review. *Innovations Influencing Physical Medicine and Rehabilitation*, 10, 174-188, 2018.

DESENVOLVIMENTO DE RECURSOS DE ADEQUAÇÃO POSTURAL PARA PACIENTES DE UTI

Carlos Alberto Costa, Daniel Pagnocelli Susin

Universidade de Caxias do Sul, Brasil, cacosta@ucs.br, dpsusin@ucs.br.

Resumo: *Este trabalho apresenta o processo de desenvolvimento de módulos de adequação postural, confeccionados em espuma de poliuretano flexível, para pacientes acamados em leitos de UTI, com o intuito de reduzir os níveis de pressão sob as zonas críticas ao desenvolvimento de úlceras de pressão. A geometria dos módulos foi capturada com base na forma antropométrica de um usuário, considerando-se a posição angular de cabeceira do leito de UTI de 45°. Com base na geometria capturada, os módulos foram projetados e usinados. Os resultados mostraram que o uso dos módulos de adequação reduziu a concentração das pressões nos pontos críticos dos pacientes: região lombar e calcanhares. Os valores de pico de pressão foram reduzidos de 115,8 mmHg para 46,0 mmHg na região lombar e de 55,9 mmHg para 31mmHg na região dos calcanhares. Dessa forma, este estudo confirma que o uso dos módulos pode ser um aliado na prevenção de úlceras por pressão.*

Palavras-chave: *Adequação Postural, Distribuição de pressão, Espumas de PU.*

Abstract: *This work presents a process of developing postural adaptation modules made of flexible polyurethane foam for patients bedridden in ICU beds, aiming to reduce pressure levels in critical zones for the development of pressure ulcers. The geometry of the modules was captured based on the anthropometric shape of a user considering an angular position of the head of the ICU bed of 45°. Based on this geometry, the modules were designed and machined. Results have showed that the use of the modules can reduce the concentration of pressures on the critical points of the patients: lumbar region and heels. Peak pressure values were reduced from 115.8 mmHg to 46.0 mmHg in the lumbar region and from 55.9 mmHg to 31 mmHg in the heel region. Thus, this study confirms that the use of modules can be an ally in the prevention of pressure ulcers.*

Keywords: *Postural Adequacy, Pressure distribution, polyurethane foam.*

1. Introdução

Com predominância em pacientes com mobilidade limitada, a lesão por pressão aumenta o tempo de atendimento hospitalar e, conseqüentemente, os custos do atendimento [1]. As escaras, causadas pela má circulação decorrente da pressão excessiva e prolongada nas saliências ósseas, quando negligenciadas, podem causar graves infecções que impactam significativamente na morbimortalidade e na qualidade de vida do paciente. Além disso, o tratamento dessas feridas é, muitas vezes, prolongado e de alto custo [2]. Apesar de ser uma complicação comum, ela poderia ser evitada ou minimizada na maioria dos casos. Leitos, colchões e almofadas para alívio de pressão são amplamente utilizados como uma forma de auxílio à prevenção, tanto em ambientes hospitalares, quanto em áreas domésticas [3]. Esses dispositivos, no entanto, possuem uma adequação limitada, considerando-se o caso de cada paciente.

Este trabalho apresenta um estudo sobre o desenvolvimento de dispositivos de adequação postural modulares e personalizados para os pacientes de UTI que, normalmente, permanecem na mesma posição por um período maior, sofrendo com a formação de escaras e a falta de circulação. O trabalho foi realizado com o apoio de profissionais de enfermagem de um hospital da região da Serra Gaúcha, sendo fruto de pesquisas anteriores dos autores [4] e tendo sido abordado em outras pesquisas de relevância [5].

2. Desenvolvimento

2.1 Método e materiais

Para o desenvolvimento deste trabalho, foram consideradas as seguintes etapas: definição de um caso e cenário de aplicação, mapeamento de pressões, captura da geometria associada à forma antropométrica do voluntário, transformação da geometria capturada em formas para os recursos de adequação, fabricação dos recursos de adequação e validação dos recursos produzidos. As etapas experimentais foram apoiadas pela equipe de enfermagem do Hospital Geral de Caxias do Sul. As etapas de captura dos dados, por sua vez, foram realizadas no ambiente do Hospital, onde um quarto equipado com um leito de UTI da marca Hill-Rom, modelo Centuris, foi disponibilizado para a realização dos ensaios práticos. O caso selecionado para o desenvolvimento do trabalho foi o do autor deste trabalho, um voluntário

do sexo masculino enquadrado como obeso de grau 1, altura de 185 cm, peso de 108 kg, e circunferências de busto, cintura, quadril, coxa direita e panturrilha de 112+cm, 115cm, 108cm, 62cm e 43cm, respectivamente.

Para o levantamento das regiões mais afetadas pela pressão tecidual excessiva, foi realizado o mapeamento da pressão em quatro posicionamentos angulares de cabeceira distintos, sendo eles: 0°, 15°, 30° e 45°. Foram utilizados dois tapetes sensíveis à pressão X3 LX100.36.36.02 (XSensor Technology Corporation), sendo um para a captura da região dos calcâneos e outro para a captura da região lombar do voluntário. Para a captura das formas antropométricas das regiões de interesse e digitalização delas para o ambiente virtual, o leito de UTI foi ajustado para um ângulo de cabeceira de 45° e uma almofada de vácuo foi utilizada. A escolha do ângulo de 45° deu-se por ser esta a posição mais comumente utilizada no ambiente hospitalar para pacientes em UTI. Para essa etapa, o voluntário foi posicionado pela equipe de enfermagem do hospital, simulando o cenário mais real possível.

As formas obtidas nas almofadas foram digitalizadas com um scanner móvel, da marca 3D Systems, modelo Sense 3D. A forma geométrica capturada (malha de superfície), em formato STL, foi tratada no software Rhinoceros (extensões *Mesh2Surface* e *Gopher Remesh*), conforme [6], sendo convertida para o formato STEP. Por fim, a malha de superfície foi transformada em um sólido, dentro do *software* CAD Solid Edge®, que foi dividido em quatro módulos: apoio lombar lateral esquerdo, apoio lombar lateral direita, calcanhar esquerdo e calcanhar direito. A divisão do modelo objetivou a modularização do dispositivo, visando atender a um espectro maior de perfis de pacientes. Os módulos foram usinados em espuma de poliuretano flexível (densidade 60 kg/m³) em um centro de usinagem CNC, LG-500 – Hartford. A ferramenta utilizada é uma fresa de metal duro, topo reto, 1 gume de corte, ângulo de hélice de 0°, ângulo de saída de 10° e diâmetro de 16 mm [6]. Após a confecção dos módulos, foi realizada a sua validação no leito de UTI disponibilizado no Hospital Geral. Isso foi feito por meio de um novo mapeamento de pressões, que foi comparado com o que havia sido realizado originalmente, sem os dispositivos de apoio.

2.2 Resultados

A Tabela 1 faz um comparativo numérico entre os valores de pressão obtidos em cada posição angular de cabeceira do leito de UTI (0°, 15°, 30° e 45°), para a região lombar e dos calcâneos

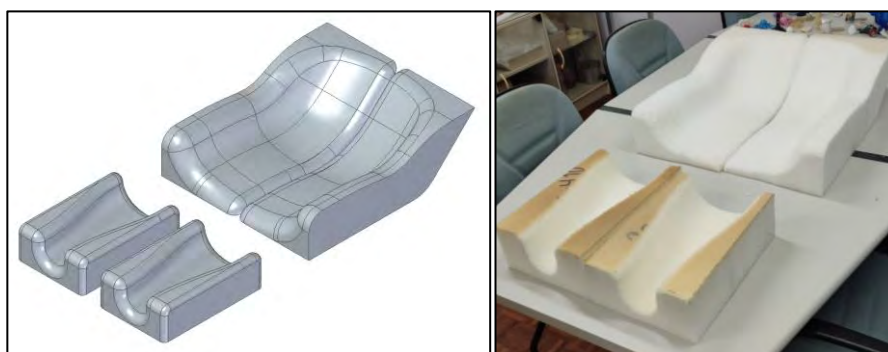
do voluntário. Essa captura foi realizada em um cenário que não considerava o uso de qualquer dispositivo de adequação e ajuste postural. Assim, foi possível observar que, com o incremento do ângulo de posição do leito, as pressões aumentam principalmente na região lombar.

Tabela 1 - Valores de pressão por variação de ângulo de cabeceira (mmHg)

Pressão	0°	15°	30°	45°
Pressão de pico – Lombar	58,2	55,3	72,3	115,8
Pressão média – Lombar	53,4	52,4	63,5	101,3
Pressão de pico – Calcânhar	42,6	39,6	44,5	55,9
Pressão média - Calcânhar	33,4	31,8	38,8	37,9

Conforme mencionado anteriormente, com o intuito de atender a maior quantidade de biotipos possíveis, os módulos foram divididos em quatro partes, que são: apoio lateral esquerdo da lombar, lateral direita da lombar, calcânhar esquerdo e calcânhar direito. A divisão proporciona uma maior flexibilidade para atender pacientes com diferentes estaturas e circunferências abdominais apenas com o deslocamento dos blocos de acordo com a necessidade (Fig. 1). Para este trabalho, não foram consideradas as relações de compatibilidade na interface de contato entre a espuma e a pele do paciente, sendo esse um tema para futuros trabalhos.

Figura 1 - Projeto dos módulos de adequação postural



Com os módulos de adequação postural fabricados (Figura 1, direita), foi realizado um novo mapeamento de pressões, com o objetivo de comparar os resultados com os valores obtidos anteriormente. Para tanto, os dois tapetes de pressão foram posicionados sobre os módulos produzidos e dispostos sobre o leito de UTI previamente configurado para a posição angular

de cabeceira de 45° (posição mais crítica). A Tabela 2 apresenta um comparativo numérico entre os valores obtidos nos dois cenários: com e sem os módulos de adequação postural. Essas comparações são representadas graficamente nas Figuras 2 e 3. Na figura 3, os calcânes são visualizados à esquerda de cada figura.

Tabela 2 - Valores de pressão antes e pós uso dos módulos de adequação (mmHg)

Pressão	Sem os módulos	Com os módulos
Pressão de pico – Lombar	115,8	46,0
Pressão média – Lombar	101,3	43,9
Pressão de pico - Calcânhar	55,9	31,0
Pressão média - Calcânhar	37,9	28,2

Figura 2 – Comparativo entre mapas de pressão: a) sem o uso b) com o uso dos módulos para região lombar

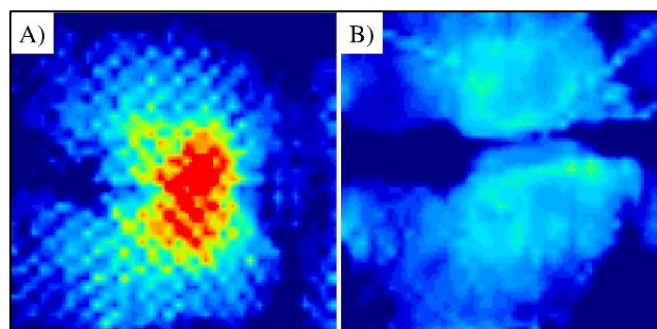
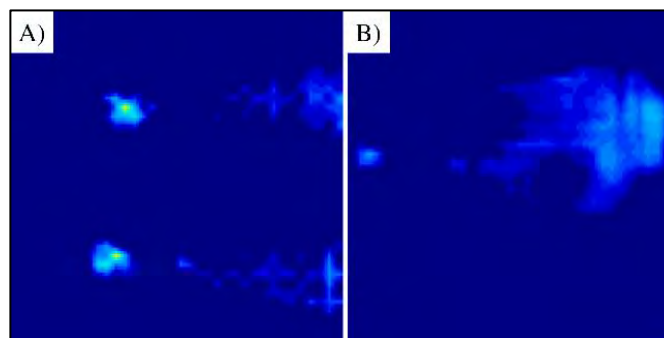


Figura 3 – Comparativo entre mapas de pressão: a) sem o uso b) com o uso dos módulos para reunião dos calcâneos



3. Conclusões

Este trabalho mostrou que o uso de módulos de adequação postural, desenvolvidos com um maior nível de personalização, é uma solução potencial na redução da incidência de úlceras

de pressão em pacientes acamados em leitos de UTI. O trabalho, apresentado por meio de um estudo de caso, foi desenvolvido com o apoio de profissionais da área de enfermagem do Hospital Geral de Caxias do Sul. A validação dos módulos desenvolvidos foi possível por meio do mapeamento de pressões, evidenciando a minimização das pressões nas zonas críticas e a melhoria na distribuição das pressões nas duas regiões de estudo, comprovando ser uma solução possível de ser implementada. Contudo, o desenvolvimento de trabalhos é necessário para a realização de estudos de longa duração em pacientes enquadrados no grupo de risco ao desenvolvimento de úlceras por pressão; buscando avaliar diferentes materiais e métodos de fabricação para os módulos de adequação postural; e realizar o cálculo do custo de fabricação dos dispositivos de adequação postural.

4. Referências

- [1] F.P. Matozinhos, G. Velasquez-Melendez, S.D. Tiensoli, A.D. Moreira, F.S.L. Gomes. Factors associated with the incidence of pressure ulcer during hospital stay. *Rev Esc Enferm USP*, 51, p. 7, 2017.
- [2] Z.E. Moore, J. Webster, R. Samuriwo. Wound-care teams for preventing and treating pressure ulcers. *Cochrane Database Syst Rev*. 2015 Sep 16;2015(9):CD011011. doi: 10.1002/14651858.CD011011.pub2.
- [3] T. Moysidis, W. Niebel, K. Bartsch, I. Maier, N. Lehmann, M. Nonnemacher, K. Kroeger. Prevention of pressure ulcer: interaction of body characteristics and different mattresses. *Int Wound J*. 2011 Dec;8(6):578-84. doi: 10.1111/j.1742-481X.2011.00814.x.
- [4] C.A. Costa, S. Grandi, A.F. Bona, J.R.F. Basso. Manufacturing of Custom Seating Devices for Wheelchair Users. *Journal of Mechanical Engineering and Biomechanics*, Vol. 3 (5). 2019. p. 35-41
- [5] M.K.R. Moraes, et al. Benefícios da Adequação Postural em Cadeira de Rodas e Fatores que Interferem em sua Utilização: uma revisão sistemática. *Fronteiras: Journal of Social, Technological and Environmental Science*. DOI <http://dx.doi.org/10.21664/2238-8869.2016v5i2.p181-195>
- [6]. C.A. Costa, D. Silva, S. Grandi, F.A. Costa. Transformação Geométrica de Superfícies Digitalizadas para Formatos Editáveis em Sistemas CAD. In XXVII Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica, 2020, Vitória. 2020. p. 579-583.

MODELOS VIRTUAIS APLICADOS EM TESTES DE NORMAS PARA CADEIRA DE RODAS

Giovanni Acordi Costa, Carlos Alberto Costa

Universidade de Caxias do Sul, Brasil, gacosta2@ucs.br, cacosta@ucs.br

Resumo: *Este trabalho avaliou, por meio do Método dos Elementos Finitos, uma cadeira de rodas motorizada, a partir de testes previstos na norma ABNT NBR ISO 7176, Partes 8 e 11. Foram realizadas quatro simulações estáticas lineares no software ANSYS 2019 R2, considerando-se carregamentos com diferentes magnitudes e em diferentes regiões. Para validar as condições de contorno do modelo e a simulação numérica, foi realizado um ensaio experimental na condição mais crítica de simulação, tendo sido coletadas as tensões longitudinais para comparação com o modelo virtual. Os resultados mostraram que, com base nos dados dos materiais utilizados, foram identificados riscos de escoamentos locais. Percebeu-se, também, que a diferença entre os resultados ficou abaixo de uma margem de erro de 10%, comprovando que as condições aplicadas no modelo numérico ficaram próximas das condições reais.*

Palavras-chave: *Modelos Virtuais, NBR ISO 7176, MEF, Ensaio Experimental.*

Abstract: *The objective of the present work was to evaluate, through the Finite Element Method, a motorized wheelchair, from tests provided for in the ABNT NBR ISO 7176 standard, Parts 8 and 11. Four linear statics simulations were performed, in the ANSYS 2019 R2 software, considering loads with different magnitudes and in different regions. As a way of validating the boundary conditions of the model and the numerical simulation, an experimental test was carried out in the worst simulation condition and the longitudinal stresses were collected to compare with the virtual model. The results showed that based on the data of the materials used, local runoff risks were identified. From the results obtained, it can be seen that the difference between them was below an error margin of 10%, proving that the conditions applied in the numerical model were very similar to the real conditions.*

Keywords: *Virtual Models, NBR ISO 7176, FEM, Experimental Test.*

1. Introdução

A norma brasileira ABNT NBR ISO 7176 [1,2], em sua totalidade, caracteriza métodos de fabricação, validação e testes para certificar que os equipamentos de cadeiras de rodas atendam aos requisitos mínimos de resistência e segurança. Os testes são realizados por organismos certificadores que, no Brasil, são limitados. Assim, além do longo tempo necessário para a realização dos testes, em decorrência das suas especificidades, o valor a ser investido é alto. Ademais, os testes visam aferir se o equipamento atende ou não à norma, não produzindo relatórios que explicitem as condições que fizeram o produto ser ou não aprovado. Dessa forma, busca-se minimizar o número de testes perante a norma, de modo que eles sejam mais assertivos no projeto de cadeiras de rodas, onde o uso de análises numéricas pode ser um aliado, a exemplo do que ocorre na indústria automobilística [3]. Nesse contexto, este trabalho objetiva avaliar a estrutura da cadeira de rodas numericamente, pelo Método dos Elementos Finitos (MEF) [4], de acordo com os carregamentos previstos na norma ABNT NBR ISO 7176. Salienta-se, ainda, que a aplicação de sistemas virtuais, com base em MEF, para a avaliação de cadeiras de rodas, tem sido discutida e apresentada na literatura [5, 6, 7].

2. Desenvolvimento

2.1 Materiais e Métodos

Para o desenvolvimento deste trabalho, utilizaram-se os *softwares* CAD *SIEMENS NX 1946*, para simplificação do modelo; *ANSYS 2019 R2*, para a realização da simulação numérica; e *Catman Easy 5.0.2.43*, para a coleta de dados do ensaio experimental. Além disso, foram seguidas as seguintes etapas: simplificação da geometria, desenvolvimento das juntas de fixação, geração da malha, cenários de aplicação e ensaio por extensometria. O modelo utilizado foi uma cadeira de rodas comercial, cedida pela empresa parceira do projeto de pesquisa. Utilizando o *software* CAD, simplificou-se a geometria para trabalhar somente com a estrutura tubular, na qual o material utilizado é um aço SAE-1008 laminado a frio. Na região dos tubos, onde encontra-se o apoio do pé, o aço é um SAE-1008 trefilado. Também consideram-se outras partes essenciais da cadeira de rodas, tais como os garfos dianteiros, os apoios dos pés, a caixa onde é acoplada a roda traseira e as peças de polímero que fazem ligação com a estrutura tubular. A partir disso, a geometria, em formato *.STEP*, foi importada

para o *software* ANSYS. Nesse *software*, utilizou-se o módulo do *Space Claim* para realizar um procedimento geométrico no modelo. A estrutura tubular sólida e as outras peças de chapa com espessura constante foram transformadas em superfície. Alguns componentes sem responsabilidade estrutural foram removidos e simplificaram-se os raios, os chanfros e os furos que não afetassem a análise. Por fim, desconsideraram-se os modelamentos das baterias e dos motores da cadeira de rodas, que foram substituídos por massas equivalentes no centro de massa de cada um.

Dentro do ambiente CAE, utilizando a geometria simplificada, definiram-se todos os pontos de união entre os elementos, conforme o modelo real (juntas soldadas e parafusadas) e, em seguida, gerou-se a malha. Na estrutura tubular em casca, foram gerados elementos triangulares com 3 nós e retangulares com 4 nós, utilizando-se um *Body Sizing* para limitar o tamanho máximo do elemento em 5 mm. Nos componentes sólidos, formaram-se hexaedros de 8 nós e tetraedros de 10 nós e aplicaram-se outros *Body Sizing*, de acordo com o tamanho dos sólidos (altura, largura e comprimento). Dessa forma, a malha final do modelo teve um total de 196.751 elementos e 342.847 nós. Por último, verificou-se a qualidade da malha e, para isso, foram utilizados dois critérios de avaliação, sendo eles: *Element Quality* e *Aspect Ratio*, comprovando a consistência da malha. Garantida a qualidade da malha, definiram-se as condições de contorno para a análise do modelo que seria aplicado em todos os cenários de testes. Determinou-se, assim, que o modelo possui uma fixação do tipo *fixed support* na região onde a roda traseira está presa ao eixo e na região onde o eixo da roda está apoiado nos furos do garfo dianteiro.

Para todas as condições analisadas, foi considerada a massa de uma pessoa de 100 kg. A primeira condição analisada foi a de uma pessoa sentada na cadeira de rodas. Nessa condição, a massa foi distribuída de acordo com o que está especificado na norma comentada na seção anterior [1, 2]. A segunda condição analisada considerou a carga calculada do esforço descendente nos apoios de braço em um ângulo que simula o movimento de uma pessoa apoiando-se para se levantar ou se sentar na cadeira, conforme a norma ABNT NBR ISO 7176, Parte 8, Seção 8.4 [1]. A terceira condição analisada foi a de uma carga calculada do esforço descendente nos apoios de pé da cadeira, representando a aplicação de toda a massa de uma pessoa para subir na cadeira de rodas utilizando o apoio do pé, segundo a norma ABNT NBR ISO 7176, Parte 8, Seção 8.5 [1]. A quarta e última condição foi a aplicação de uma carga horizontal na manopla, considerando-se uma pessoa sentada na cadeira de rodas.

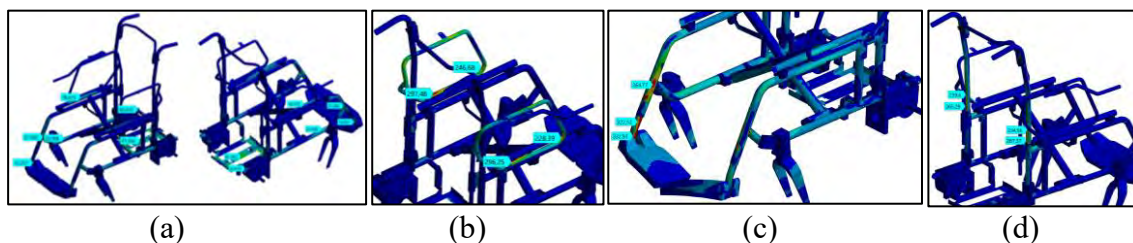
Nessa condição, a norma busca prever a carga máxima de aderência entre a manopla e a estrutura tubular quando uma pessoa puxar a cadeira de rodas de ré para subir um meio fio. Contudo, no caso deste estudo, as cargas aplicadas nessa condição foram utilizadas para verificar o comportamento da estrutura da cadeira de rodas, conforme a norma ABNT NBR ISO 7176, Parte 8, Seção 8.7 [1].

Para relacionar o modelo numérico com as condições reais de aplicação da cadeira de rodas, foi escolhida uma das condições estudadas para a realização de um ensaio de extensometria, com o objetivo de avaliar as tensões locais. Para tanto, foi fixado um *Strain Gauge*, da marca MICRO MEASUREMENTS, do tipo roseta retangular “WA-XX-060WR-120”, no tubo em que o apoio do pé está fixado. Para a aquisição dos dados, foi utilizado um hardware da HBM QuantumX MX440B.

2.2 Resultados

Para a primeira condição analisada (Fig. 1a), o maior valor de tensão máxima principal foi na chapa onde ficam apoiadas as duas baterias, com valor de 41,36 MPa. No restante da estrutura, as tensões ficaram próximas a 20 MPa, mostrando-se bem inferiores ao limite de escoamento do material. Na segunda condição (Fig.1b), obtiveram-se valores mais elevados para a tensão máxima principal, passando do limite de escoamento, chegando a 297 MPa em uma região local. Porém, ao redor dessas regiões, os valores ficaram inferiores a 284 MPa. Dessa forma, pode-se dizer que essas são regiões pequenas, que sofrem escoamentos locais, provavelmente não perceptíveis a olho nu. Apesar disso, também são regiões mais suscetíveis a falhar primeiro.

Figura 1 – Resultados obtidos por FEM para as 4 condições



Na terceira condição (Fig. 1c) foram encontradas regiões com tensões máximas principais mais elevadas, próximas a 333 MPa, chegando perto do limite de escoamento do material. Porém, ao redor dessas regiões, as tensões se apresentaram menores e próximas a 300 MPa. Na quarta condição (Fig.1d), foram identificados valores de tensão máxima principal de 267,37 MPa e, da mesma forma que na segunda e terceira condições, as tensões máximas

ocorreram em regiões localizadas e, ao redor delas, foram identificados valores abaixo do limite de escoamento do material.

Como forma de validar a simulação numérica, realizou-se um ensaio experimental para comparar valores. Escolheu-se a terceira condição analisada, por ser a condição que apresentou os maiores valores de tensão, se comparada às demais condições. Porém, para a realização do ensaio de extensometria, o laboratório não dispunha de dispositivos que simulassem a força necessária de 981 N (equivalente a 100 kg) no apoio do pé. Dessa forma, foram feitas novas simulações numéricas, considerando-se as cargas padrão disponíveis de 6.64, 9.58, 20 e 50 kg para, então, validar com o ensaio experimental. Os resultados comparativos e as diferenças (%) podem ser vistos na Tabela 1.

Tabela 1 – Comparação entre simulação numérica e ensaio experimental

Carga aplicada (kg)	Tensão ensaio experimental (MPa)	Tensão ensaio numérico (MPa)	Diferença relativa (%)
6,64	17,5	18,5	5,7
9,58	24,0	26,3	9,5
20,00	60,0	63,5	5,8
50,00	150,0	158,2	5,4

A partir dos resultados obtidos, percebe-se que a diferença relativa entre os valores permaneceu abaixo de 10%, comprovando que as condições aplicadas no modelo numérico são bem semelhantes às condições reais. Apesar de algumas regiões terem sofrido escoamentos locais, pelo fato de possuírem tensões superiores ao limite de escoamento, quando os resultados numéricos são avaliados, de acordo com a norma, o modelo de estudo apresenta bons resultados. Isso ocorre pois, segundo os critérios de aprovação, não pode haver fraturas em nenhum componente, trincas ou deformações plásticas visíveis, que afetem negativamente o funcionamento da cadeira de rodas.

3. Conclusões

Este trabalho apresenta a possibilidade de avaliação dos critérios de norma de cadeiras de roda, por meio do uso de modelos virtuais numéricos. Foram testadas 4 condições relacionadas à norma ABNT NBR ISO 7176, Parte 8, prevendo os critérios de carga estabelecidos pela norma. O modelo geométrico da cadeira de rodas simplificado mostrou-se fidedigno para a geração do modelo virtual. A análise realizada no modelo virtual, para os cenários de estudo, mostrou que a condição mais crítica foi a de aplicação de cargas nos

apoios dos braços, onde houve tensões que superaram o limite de escoamento do material. Porém, isso ocorreu em pequenas regiões, com tensões 4,7% acima do limite de escoamento do material, levando a crer que ocorre um escoamento localizado na região. Com relação à quarta condição, i.e. apoios de pé, foram identificados os maiores valores de tensão máxima do modelo. Apesar disso, as propriedades mecânicas do material, utilizado nessa região em específico, garantem que as tensões produzidas do modelo fiquem abaixo do limite de escoamento do material. Essa informação foi validada por um meio da realização de um ensaio experimental. Por fim, o trabalho realizado mostra que os modelos virtuais podem ser uma opção viável, buscando a minimização de ensaios físicos em organismos certificadores. No entanto, futuros trabalhos devem ser realizados para a aplicação do modelo virtual em diferentes partes da norma ABNT NBR ISO 7176, para a utilização de ensaios de extensometria nas diferentes condições e para a realização de testes virtuais em ensaios dinâmicos, visando definir um modelo calibrado para os estudos.

5. Referências

- [1] Associação Brasileira de Normas Técnicas. NBR ISO 7176-8 Cadeiras de Rodas – Parte 8: Requisitos e métodos de ensaio para forças estáticas, de impacto e de fadiga Cadeira de Rodas, 2018.
- [2] Associação Brasileira de Normas Técnicas. NBR ISO 7176-11 Cadeiras de Rodas - Parte 11: Bonecos de ensaio, 2018.
- [3] I.K. Yilmazcoban, A. Mimaroglu. Frontal impact absorbing systems in wheelchairs like sheet metal hood in vehicles. *Thin-Walled Structures*, Elsevier, v. 59, p. 20–26, 2012.
- [4] A. Alves Filho; Elementos finitos: A base da Tecnologia CAE. 6ª Ed. Editora Érica. 2009.
- [5] P. Keangin. P. Chawengwanicha, N. Wimala. T. Nakbanpotkulet. Structural analysis of three-dimensional finite element model to design multifunction wheelchair for patients. 2021 IOP Conf. Ser.: Mater. Sci. Eng. 1137, 012054
- [6] J. Rui, Q. Gao. Design and Analysis of A Multifunctional Wheelchair. 2019 IOP Conf. Ser.: Mater. Sci. Eng. 538, 012045.
- [7] L.S. Marques. Análise de tensões e deslocamentos em uma cadeira de rodas comercial via simulações numéricas. Dissertação (mestrado) - Universidade Federal de Lavras, 2019.

AUTISMALG: PROTÓTIPO DE UM APP BASEADO NO PROTOCOLO ALVINA PARA AUXILIAR NO ENSINO DA IDENTIFICAÇÃO E CONTAGEM DE ALGARISMOS PARA CRIANÇAS COM TEA

Fábio Junior Alves

Instituto Federal do Sul de Minas Gerais - Campus Machado, Brasil,
fabio.alves@ifsuldeminas.edu.br

Emerson Assis de Carvalho

Instituto Federal do Sul de Minas Gerais - Campus Machado, Brasil,
emerson.carvalho@ifsuldeminas.edu.br

Guilherme Sousa Bastos

Universidade Federal de Itajubá, Brasil, sousa@unifei.edu.br

Resumo: *O autismo é um transtorno do neurodesenvolvimento que pode levar a prejuízos na comunicação social, comportamento repetitivos, e interesses fixos e restritos. As Tecnologias Assistivas são recursos importantes, contribuindo com o processo educativo, aprimorando e ampliando o repertório de habilidades funcionais, facilitando a compreensão, e contribuindo com a oferta de estímulos apropriados. O uso de tecnologias (p.e., robôs, jogos, realidade virtual) para o processo de intervenção vem crescendo. O objetivo deste trabalho é apresentar o AUTISMALG, o protótipo de um App que visa auxiliar no ensino da identificação de algarismos para crianças com autismo, que irá contribuir com o ensino de identificação auditivo-visual e contagem dos algarismos de 0 a 9. O AUTISMALG foi proposto baseado no protocolo ALVINA, com o intuito de mostrar como suas diretrizes podem ser aplicadas ao projetar Tecnologias Assistivas.*

Palavras chave: *Autismo, Tecnologias Assistivas, Aplicativo, Protocolo ALVINA.*

Abstract: *Autism is a neurodevelopmental disorder that can lead to impaired social communication, repetitive behavior, and fixed and restricted interests. Assistive Technologies are essential resources, contributing to the educational process, improving and expanding the repertoire of functional skills, facilitating understanding, and providing appropriate stimuli. The use of technologies (e.g., robots, games, virtual reality) for the intervention process has been growing. This work aims to present AUTISMALG, the prototype of an App that aims to assist in teaching the identification of numbers for children with autism, which will contribute to the teaching of auditory-visual identification and counting of numbers from 0 to 9. The AUTISMALG was proposed based on the ALVINA protocol to show how its guidelines can be applied when designing Assistive Technologies.*

Keywords *Autism, Assistive Technologies, App, ALVINA protocol.*

1. Introdução

O Transtorno do Espectro do Autismo (TEA) é definido como um transtorno do neurodesenvolvimento caracterizado pela tríade: prejuízos na comunicação social e comportamentos repetitivos e estereotipados com interesses fixos e restritos [3]. Estima-se que em 2016 existiam 62,2 milhões de indivíduos diagnosticados com TEA em todo o mundo, indicando uma prevalência de 1% a 2% [15]. De acordo com o Center for Disease Control and Prevention (CDC)¹, órgão ligado ao governo dos Estados Unidos da América (EUA), no ano de 2023 a prevalência do TEA é aproximadamente 1 em cada 36 crianças, nos Estados Unidos que corresponde a 2,8% da população deste país.

Uma das áreas que tem contribuído para auxiliar no tratamento do TEA é a área de Tecnologia da Informação, investigando o uso das Tecnologias Assistivas (TAs) durante as intervenções, demonstrando a eficácia das tecnologias para melhorar o processo de ensino e aprendizagem [8], habilidades no reconhecimento de sentimentos [6], habilidades de interação e comunicação [10], habilidades de lazer [11], e habilidades funcionais e vocacionais [7] em indivíduos com TEA.

Além de auxiliar durante as intervenções, as TAs também apoiam as famílias dos indivíduos com TEA com treinamentos e no acompanhamento do tratamento [17], pois muitos pais podem apresentar dificuldade no deslocamento. O uso de tecnologias nos tratamentos tornou-se realidade, especialmente após a pandemia de COVID-19, que limitou as oportunidades de interações presenciais.

Contudo, o objetivo deste trabalho é apresentar o AUTISMALG, o protótipo de um Aplicativo (App) projetado baseado nas orientações do protocolo ALVINA [2], que visa auxiliar no ensino da identificação de algarismos para crianças com TEA, contribuindo com o ensino de identificação auditivo-visual e contagem dos algarismos de 0 a 9.

2. Desenvolvimento

A matemática pode ser complexa para a maioria das crianças e também para alguns professores quando se veem diante do desafio de ensinar alunos com TEA. No entanto, com as estratégias corretas, as crianças podem aprender matemática de uma forma diferenciada. Desta forma, propusemos o AUTISMALG, um App cujo desenvolvimento encontra-se em fase final de prototipação.

A ciência por trás do AUTISMALG é proveniente da Análise do Comportamento Aplicada (Applied Behavior Analysis - ABA) e sua integridade segue o ALVINA, um protocolo que orienta o desenvolvimento e validação de TAs fundamentadas nos princípios da ABA para o tratamento do TEA [2].

O AUTISMALG foi projetado para ser utilizado por crianças com idade entre 3 a 7 anos, idade que transiciona o Ensino Infantil e Fundamental, em que há o início da alfabetização matemática, sendo necessário que estas tenham habilidades de percepção visual, como rastreamento e escaneamento visual, e habilidades motoras para manusear o dispositivo que será utilizado para acessar o App.

No que se refere ao ensino de algarismos, a discriminação auditivo-visual envolve reconhecer e selecionar o algarismo equivalente a um número ouvido em um conjunto. Por exemplo, ao ouvir "nove", selecionar o algarismo "9" entre os demais. Já a contagem é o comportamento de selecionar o número correspondente a um conjunto visual de estímulos, como escolher o algarismo "9" diante de nove barcos, independentemente do estímulo específico. O trabalho de [1] detalha a fundamentação teórica relacionada a ABA e TEA, bem como o estado da arte dessa temática.

Por fim, para alcançar o objetivo do AUTISMALG, foi necessário o desenvolvimento de um projeto considerando seu contexto de uso. Assim, foi desenvolvida a prototipação de alta fidelidade do App, com o propósito de demonstrar e ilustrar o resultado final esperado, de modo que se consiga simular iterações finais como também demonstrar padrões e guias de estilo para seu desenvolvimento [16].

¹<https://www.cdc.gov/ncbddd/autism/data.html>

Devido sua ampla disponibilidade de recursos, o Figma² foi utilizado para o desenvolvimento dos protótipos de alta fidelidade das interfaces do App.

2.1 Método

O percurso metodológico iniciou com a análise de uma Revisão Sistemática (RS) proposta por [1], que mapeou as principais propostas de TAs baseadas em ABA para o tratamento do TEA. Onze estudos analisados que envolveram intervenção comportamental em crianças com TEA não estavam em conformidade com os propósitos primários descritos pelas dimensões da ABA. Diante disso, identificou-se a necessidade de propor diretrizes para auxiliar os profissionais a projetarem TAs baseadas em ABA, as quais produzam efeitos terapêuticos eficazes durante e pós intervenções.

Os resultados da RS fundamentaram o protocolo ALVINA [2], que visa contribuir com profissionais de tecnologia no desenvolvimento de pesquisas na área do TEA, mas que possuem limitações em utilizar a ABA como base para desenvolver seus projetos. O ALVINA propõe um conjunto de diretrizes formuladas considerando os aspectos da Ciência Comportamental, as quais envolveram pesquisas empíricas e as sete dimensões da ABA [4]. As diretrizes também foram propostas considerando os aspectos tecnológicos apoiados nos conceitos e práticas da Ciência da Computação.

Com isso, o desenvolvimento do AUTISMALG objetivou exemplificar e demonstrar a aplicabilidade das orientações do ALVINA no desenvolvimento de uma TA baseada na ABA para o tratamento do TEA, sendo possível observar a aplicação de cada diretriz proposta pelo ALVINA durante o processo de desenvolvimento.

2.2 Resultados

O protocolo ALVINA disponibiliza orientações para os desenvolvedores projetarem TAs baseadas em ABA que estejam alinhadas com as necessidades dos indivíduos. Assim, o protótipo do AUTISMALG seguiu todas as orientações descritas no ALVINA (Figura 1)³.



Figure 1. Tela inicial do AUTISMALG

Após acessar o App, o usuário tem acesso à tela principal, conforme visto na Figura 2. No canto superior direito é exibida a quantidade total de recompensas (moedas) que o usuário possui e que serão utilizadas para desbloquear personagens e ambientes; e o botão “Sair” que, quando acionado, realiza o logout do usuário. Além disso, esta tela exibe quatro botões: I) módulo de atividades, que dá acesso às atividades conhecendo os números e aprendendo a contar os números; II) progresso do aprendizado, função utilizada para ter acesso a relatórios e gráficos de desenvolvimento do usuário; III) configurações, onde é possível escolher o ambiente onde a atividade irá ocorrer, selecionar um

²<https://www.figma.com/>

³Pode ser acessado em www.bit.ly/3Zw4LU6 (é necessário requisitar permissão de acesso). Envie email para fabio.alves@ifsuldeminas.edu.br em caso de dúvidas.

personagem que irá representar a criança, escolher um personagem que irá interagir com a criança, gerenciar informações dos reforçadores e estímulos, e alterar os dados do perfil do usuário; e IV) sobre, que disponibiliza informações referentes ao App.

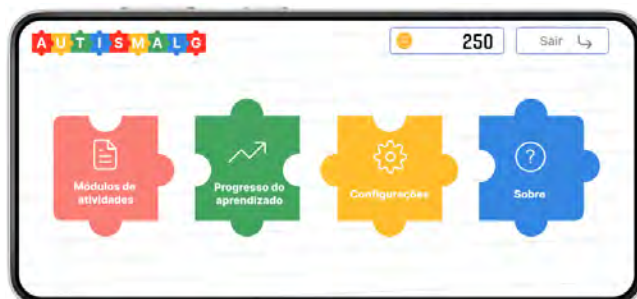


Figure 2. Tela principal do AUTISMALG

Dentre as principais funcionalidades do AUTISMALG podemos destacar: I) seleção de ambientes e personagens (da própria criança e que irá interagir com ela); II) gerenciamento de reforçadores e estímulos; III) dicas visuais para auxiliar a criança na execução das tarefas; IV) planejamento das atividades (das mais fáceis para as mais complexas); e V) informações gráficas de acompanhamento para avaliar o desempenho da criança.

2.3 Discussões

Atualmente, há uma diversidade de pesquisas relacionadas ao desenvolvimento de TAs voltadas para pessoas com alguma deficiência (motora, visual, auditiva, cognitiva etc). Além disso, a pandemia da COVID-19 acelerou o uso de tecnologias para comunicação, treinamento, atendimentos clínicos, e pesquisas. No entanto, em se tratando de deficiências cognitivas como o TEA, observa-se que ainda existem lacunas que limitam o desenvolvimento de pesquisas e tecnologias avançadas [13].

Este cenário é reforçado pela prevalência do TEA, que varia de acordo com alguns fatores, como critérios de diagnósticos e geográficos. Embora o diagnóstico seja realizado por volta dos três anos de idade, aproximadamente 39% das crianças são avaliadas pela primeira vez após os quatro anos de idade [5]. Esse fato, associado aos efeitos negativos na vida dos indivíduos em termos de saúde, felicidade, educação, e inclusão social [18] justifica o desenvolvimento de TAs que possam contribuir com o tratamento.

Estudos recentes destacam que 95% dos indivíduos com TEA vivem em países com renda abaixo da média mundial [12], o que dificulta o acesso destes sujeitos à triagem, diagnóstico, tratamento e apoio [14]. Além disso, fatores como localização geográfica, situação socioeconômica, raça/etnia, cultura, e gravidade dos sintomas, também impactam na avaliação e nas intervenções [19]. Associado à dificuldade de acesso aos serviços, estão o pouco conhecimento dos familiares, profissionais de saúde e educação sobre o TEA, que acoplado às culturas locais contribuem para a discriminação e estigma social, prejudicando a melhora da qualidade de vida dos indivíduos com TEA [9].

Os resultados da pesquisa de [1] mostraram que existe uma lacuna entre as comunidades de pesquisa da Ciência da Computação e da Ciência Comportamental no que tange o desenvolvimento de TAs para serem utilizadas no tratamento do TEA. Dessa forma, é perceptível que as tecnologias nem sempre estão de acordo com as necessidades reais de seus usuários. Portanto, o AUTISMALG foi proposto com o intuito de mostrar como as diretrizes do ALVINA auxiliam e podem ser aplicadas ao projetar uma TA baseada na ABA que auxilia durante e após intervenções em crianças com TEA.

3. Conclusões

Um ponto importante a destacar no processo de criação do AUTISMALG é que, mesmo os autores sendo profissionais da área da computação, as diretrizes do ALVINA facilitaram o levantamento dos requisitos necessários para criação do App, o que reduziu o número de profissionais envolvidos e o tempo de criação das interfaces do AUTISMALG, sendo poucas as alterações sugeridas no protótipo proposto após avaliação dos orientadores do trabalho que possuem formação em Análise do Comportamento.

Quando em uso, é esperado que o AUTISMALG necessite alterações e melhorias em algumas funcionalidades. Ainda assim, as diretrizes do ALVINA poderão proporcionar eficiência e eficácia no entendimento das melhorias sugeridas. Por fim, a literatura existente lança luz sobre tópicos significativos relacionados à análise do comportamento e tecnologia. Conforme descrito neste trabalho, entre as vantagens em utilizar as TAs em conjunto com a ABA, pode-se destacar o uso das TAs em ambientes aplicados para crianças e adultos com TEA, a fim de melhorar comportamentos socialmente significativos, como habilidades de comunicação, comportamentos de autocuidado, habilidades de atenção entre outros. Assim, espera-se que o AUTISMALG, após ser implementado, possa contribuir com analistas, pais, e crianças com TEA durante e após os processos de intervenção.

4. Referências

- [1] Fábio Junior Alves, Emerson Assis De Carvalho, Juliana Aguilar, Lucelmo Lacerda De Brito, and Guilherme Sousa Bastos. *Applied behavior analysis for the treatment of autism: A systematic review of assistive technologies*. IEEE Access, 8:118664–118672, 2020.
- [2] Fábio Junior Alves et al. *Alvina: um protocolo para orientar o desenvolvimento e validação de tecnologias baseadas em aba para o tratamento do autismo*. 2022.
- [3] American Psychiatric Association et al. *Diagnostic and statistical manual of mental disorders (DSM-5®)*. American Psychiatric Pub, 2013.
- [4] Donald M Baer, Montrose M Wolf, and Todd R Risley. *Some current dimensions of applied behavior analysis 1*. *Journal of applied behavior analysis*, 1(1):91–97, 1968.
- [5] Jon Baio, Lisa Wiggins, Deborah L Christensen, Matthew J Maenner, Julie Daniels, Zachary Warren, Margaret Kurzius-Spencer, Walter Zahorodny, Cordelia Robinson Rosenberg, Tiffany White, et al. *Prevalence of autism spectrum disorder among children aged 8 years—autism and developmental disabilities monitoring network, 11 sites, united states, 2014*. *MMWR Surveillance Summaries*, 67(6):1, 2018.
- [6] Chien-Hsu Chen, I-Jui Lee, and Ling-Yi Lin. *Augmented reality-based self-facial modeling to promote the emotional expression and social skills of adolescents with autism spectrum disorders*. *Research in developmental disabilities*, 36:396–403, 2015.
- [7] Derek L English, Sadhana Gounden, Richard E Dagher, Shu Fen Chan, Brett E Furlonger, Angelika Anderson, and Dennis W Moore. *Effects of video modeling with video feedback on vocational skills of adults with autism spectrum disorder*. *Developmental neurorehabilitation*, 20(8):511–524, 2017.

- [8] Franca Garzotto, Mirko Gelsomini, Francesco Clasadonte, Daniele Montesano, and Daniele Occhiuto. *Wearable immersive storytelling for disabled children*. In Proceedings of the International Working Conference on Advanced Visual Interfaces, pages 196–203, 2016.
- [9] Ashley J Harrison, Kristin A Long, Douglas C Tommet, and Richard N Jones. *Examining the role of race, ethnicity, and gender on social and behavioral ratings within the autism diagnostic observation schedule*. Journal of Autism and Developmental Disorders, 47(9):2770–2782, 2017.
- [10] Kamran Khowaja, Siti Salwah Salim, Adeleh Asemi, Sumbul Ghulamani, and Asadullah Shah. *A systematic review of modalities in computer-based interventions (cbis) for language comprehension and decoding skills of children with autism spectrum disorder (asd)*. Universal Access in the Information Society, pages 1–31, 2020.
- [11] So-An Lao, Brett E Furlonger, Dennis W Moore, and Margherita Busacca. *Learning to swim using video modelling and video feedback within a self-management program*. Australian Journal of Adult Learning, 2016.
- [12] Bolajoko O Olusanya, Scott M Wright, MKC Nair, Nem-Yun Boo, Ricardo Halpern, Hannah Kuper, Amina A Abubakar, Nihad A Almasri, Jalal Arabloo, Narendra K Arora, et al. *Global burden of childhood epilepsy, intellectual disability, and sensory impairments*. Pediatrics, 146(1), 2020.
- [13] Talita Cristina Pagani Britto Pichiliani. *Gaia: um guia de recomendações sobre design digital inclusivo para pessoas com autismo*. Appris, Curitiba, 1 edition, 2020.
- [14] Sarosha Pillay, Madeleine Duncan, and Petrus J de Vries. *Autism in the western cape province of south africa: Rates, socio-demographics, disability and educational characteristics in one million school children*. Autism, 25(4):1076–1089, 2021.
- [15] Andres Roman-Urrestarazu, Robin van Kessel, Carrie Allison, Fiona E Matthews, Carol Brayne, and Simon Baron-Cohen. *Association of race/ethnicity and social disadvantage with autism prevalence in 7 million school children in england*. JAMA pediatrics, 175(6):e210054–e210054, 2021.
- [16] Carlos Rosemberg, Albert Schilling, Cristianne Bastos, and Rodrigo Araripe. *Prototipação de software e design participativo: uma experiência do atlântico*. IHC, 8:312–315, 2008.
- [17] Erin E Soares, Kimberly Bausback, Charlotte L Beard, Megan Higinbotham, Eduard L Bunge, and Grace W Gengoux. *Social skills training for autism spectrum disorder: A meta-analysis of in-person and technological interventions*. Journal of Technology in Behavioral Science, 6(1):166–180, 2021.
- [18] Mohammad Wedyan, AL-Jumaily Adel, and Osama Dorgham. *The use of augmented reality in the diagnosis and treatment of autistic children: a review and a new system*. Multimedia Tools and Applications, 79(25):18245–18291, 2020.
- [19] Lindsey W Williams, Johnny L Matson, Jennifer S Beighley, and Matthew Konst. *Ethnic disparities in early autism assessment: A large scale screening study of infants and toddlers*. Journal of Developmental and Physical Disabilities, 27(2):141–148, 2015.

Development and Design of an Innovative Smart Exoskeleton-Crutch System

Victor Ferman, Felipe Augusto Oliveira Mota, César Bastos da Silva, Eric Rohmer

Faculdade de Engenharia Elétrica e de Computação - Unicamp, Brazil.

v209441@dac.unicamp.br, {felipeaomota, cesar.silva2612}@gmail.com, rohmer@unicamp.br

Abstract: *This paper presents the development of the DEXO-1, a novel lower limb exoskeleton designed to assist gait and rehabilitation of the musculoskeletal system. The exoskeleton provides six degrees of freedom for each leg. This includes four active degrees of freedom at the hip and knee joints, along with two passive degrees of freedom at the ankle joints. The paper details the modeling and control process, The system's design and sensor system are also described, along with using instrumented crutches as part of the human-machine interface (HMI) and for maintaining balance. Furthermore, it is explained how the exoskeleton and crutches are equipped with force sensors to capture ground reaction forces, which are used in the intuitive and user-friendly HMI. This HMI generates motion patterns based on interaction forces with the ground and is based on the user's trunk motion and the use of buttons. From modeling, the control scheme, and the human-machine interface, it is expected that DEXO-1 will provide a promising solution for lower limb gait assistance and musculoskeletal rehabilitation. Its design, sensor system, and user-friendly HMI will offer users a more natural and responsive interface.*

Keywords *Lower-limb exoskeletons, disability, mobility, rehabilitation.*

1. Introduction

The Brazilian Institute of Geography and Statistics (IBGE) recently conducted a survey as part of the 2019 National Health Survey (PNS) in partnership with the Ministry of Health. The results of the survey revealed that 17.3 million people in Brazil, or 8.4% of the population over 2 years old, have some type of disability. Of this group, 49.4% are elderly. The survey also found that 7.8 million people, or 3.8% of the population over two years old, have a physical disability in the lower limbs [3]. This highlights the need for innovative solutions to address mobility issues, such as lower-limb exoskeletons, which can help individuals with lower-limb disabilities to walk and perform daily activities with increased ease and independence. The survey also showed that the majority of people with disabilities, 10.5 million, are women, which further underscores the importance of developing and providing accessible and effective solutions for this population.

Lower-limb exoskeletons have emerged as a promising technology for enhancing the mobility and independence of individuals with lower-limb disabilities. These devices consist of wearable robotic components that are attached to the legs and hips, providing support and assistance for walking, climbing stairs, and performing daily activities. The development of lower-limb exoskeletons has been driven by the increasing demand for rehabilitation and assistive devices for individuals with disabilities and the aging population.

In recent years, there has been a growing body of research on lower-limb exoskeletons, and a number of important papers have been published in this area. These papers have focused on various aspects of exoskeleton design, control, and functionality, and have provided valuable insights into the

current state of the art in this field. In this paper, we present the results obtained by developing a lower limb exoskeleton assisted using Canadian crutches and their interface.

The exoskeleton development project has been divided into several stages for increased flexibility and improved risk management. To commence, a CAD design of the exoskeleton was created, followed by the dynamic analysis of the system using the CAD model in the CoppeliaSim robotics simulator. The subsequent stage involved the construction of the actual exoskeleton equipped with high-torque continuous current motors and integrated smart crutches that also served as part of the Human-Machine Interface (HMI). Further development will involve the implementation of a laser-pointing technique to optimize trajectory and step placement. Lastly, augmented reality glasses will be utilized to enhance the user experience and a depth sensor was integrated to map the environment.

The manuscript is organized as follows; in section 2, we describe the types of exoskeletons classified by their applications and their characteristics; in section 3, our proposal for the control scheme, the HMI, and the electro-mechanical exoskeletal framework.

2. State of the Art

The early research on lower limb rehabilitation exoskeleton robots dates back to the 1960s. Professor M. Vukobratovic and his colleagues developed a pneumatically-driven walking exoskeleton in 1969 [2]. Around the same period, General Electric launched a project led by Ralph Mosher, known as Hardiman, which was a prototype full-body exoskeleton with a 680 kg payload and hydraulic pumps. Mosher had previously worked on the original Handyman design, a remotely-controlled hydraulic arm. Exoskeletons can be classified based on their actuator, control, or level of assistance, such as lower limbs, upper limbs, whole body, etc. The three main categories of lower limb exoskeletons explored in this paper are: assistive exoskeletons, rehabilitation exoskeletons, and ability-enhancing exoskeletons [7].

Assistive exoskeletons aim to restore the wearer's ability to perform daily activities for individuals with conditions such as strokes, spinal cord injuries, or muscle weakness. Most of these exoskeletons are powered by DC motors, and recent advancements in technology have made electric motors more powerful and efficient, while battery improvements have increased their power density while maintaining safety. Typically, a predefined joint trajectory is used, requiring precise control.

Rehabilitation exoskeletons are designed to help patients regain their motor functions to the point where they can live without assistance after the rehabilitation phase. These exoskeletons require real-time system monitoring and feedback signals to accurately estimate the level of support required. They also make the therapist's job easier by moving the limbs using the exoskeleton, rather than manual handling. For individuals with complete lower extremity paralysis or weakness due to spinal cord injury (SCI), stroke, or other neurological deficits, exoskeletons can improve gait or restore lost movement abilities, thereby aiding or replacing the lower extremity's support and gait functions.

Ability-enhancing exoskeletons are worn by individuals without any disabilities, and are designed to provide superior human-like abilities, such as increased strength, faster walking/running speed, enhanced carrying capacity, or longer distances covered. Predefined trajectories are not necessary, but the control system needs to follow the user's limb movement using admittance/impedance controls and sensitivity amplification control. Series elastic actuators (SEA) and pneumatic actuators are commonly used in this type of exoskeleton.

This paper focuses on assistive exoskeletons and their human-machine interface. These exoskeletons offer complete autonomy as they are not attached to any other structure or machine, and they do not require real-time limb monitoring like rehabilitation devices. Ability-enhancing exoskeletons, on the other hand, require higher budgets due to the need for stronger building materials, as the

actuators need to apply higher forces while maintaining a low weight.

Our state-of-the-art exoskeleton excels in multiple aspects. It offers a portable design ideal for extended use. Enhanced affordability is achieved through cost-effective materials. Adaptive control algorithms discern user movement intentions, optimizing exoskeleton support—integrated sensors, including inertial measurement sensor (IMU), force sensors, improved control, and Intuitive user interfaces simplify interaction. In the followings section we discuss the control scheme, Human-Exoskeleton interface and electro-mechanical structure.

3. Results

3.1 Control Scheme

Figure 1 shows the overall control scheme of the exoskeleton. This algorithm computes critical gait parameters by considering parameters such as the terrain type (level ground, ramps, stairs, or unstructured terrain), the exoskeleton’s current state, and its inherent stability.

For the modeling of the lower exoskeleton, we initially referred to the methodologies outlined in [6] by Tedrake, specifically in Appendix B1 and B2. Due to space constraints, the detailed model description from the aforementioned source has been omitted. However, interested readers can find a comprehensive treatment of underactuated systems and their control algorithms in the provided reference .

Before operation, the user selects the desired gait type from options such as level ground, ramps, stairs, and unstructured terrain. The exoskeleton’s current state is described by the vector $\mathbf{q} = [\theta_1, \theta_2, \theta_3, \theta_4, \theta_5]$ which represents the angle of each joint and torso orientation.

In conjunction with these aspects, stability is maintained by calculating the gait parameters. This ensures that trajectories are generated to prevent the center of gravity (CoG) projection onto the ground from approaching or surpassing the support polygon’s periphery. This prevention is essential to avoid instability [5], and it’s achieved by measuring the center of pressure (CoP). This computation takes into consideration the spatial coordinates of ground contact points in three-dimensional space, coupled with pressure distribution across these points. We employ the Realsense D435i depth sensor from Intel, USA, to determine the crutch position. Notably, this depth sensor serves as a means to determine the crutches’ spatial position; on the other hand, the crutch orientation is determined by an IMU mounted in each crutch. Moreover, our exploration extends to leveraging the depth sensor’s capabilities beyond crutch position determination. In particular, we are investigating its potential to map the environment situated in front of the system. This endeavor promises to generate adaptable gait patterns suitable for traversing unstructured environments. Additionally, the orientation of the

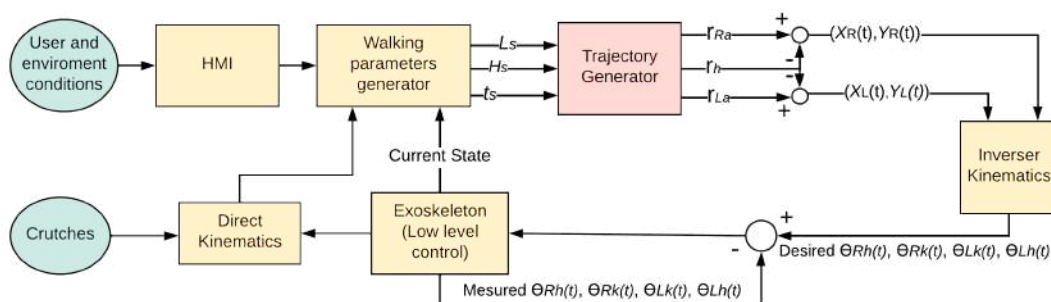


Figure 1. Exoskeleton control diagram.

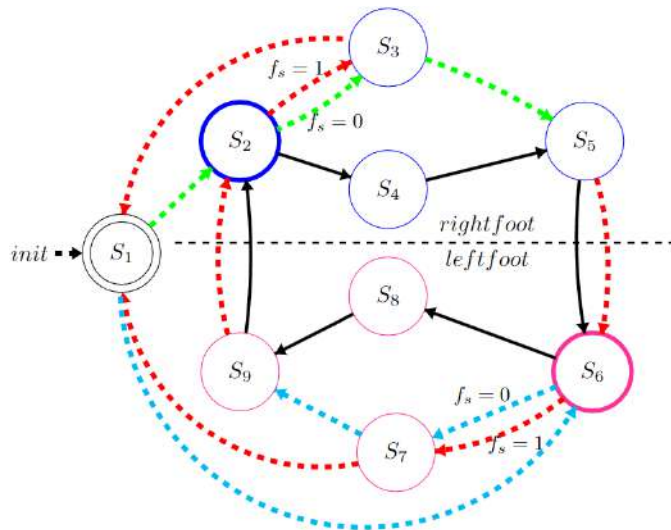
trunk is considered when creating precise trajectories that accommodate the user's posture. This orientation is derived from an IMU placed in the exoskeleton's trunk.

Subsequently, these calculated gait parameters serve as inputs for the trajectory generator component. These parameters encompass step length (L_S), maximum separation between the foot and ground (H_S), and the execution time (T_S). The trajectory generator creates a discrete representation, generating positions in the sagittal plane for the right ankle (r_{Ra}), left ankle (r_{La}), and hip (r_h). This representation is achieved through the discretization of trajectories into fifty points.

Following this, the trajectory data is converted into joint angles, which then dictates the behavior of the four motors ($\theta_{Rh(t)}$, $\theta_{Rk(t)}$, $\theta_{Lh(t)}$, and $\theta_{Lk(t)}$). This transformation relies on inverse kinematic equations. Finally, the high-level controller is in charge of transmitting pairs of joint angles and velocities to each motor. Each motor's driver is equipped with a low-level PI control system, effectively controlling the desired joint angles.

3.2 Human-Exoskeleton Interface

The Finite State Machine (FSM) illustrated in Fig. 2 describes the interface structure which consists of nine states, denoted by S_1 through S_9 . The half-step swings, represented by S_3 and S_7 , are dependent on the state of the stop flag f_s , which has a value of zero for gait initiation and one for gait termination. During the gait initiation cycle, the swing motion moves one foot ahead of the other. Conversely, in the gait termination cycle, the swing motion brings the feet together at the same distance from the frontal plane. Note that the swing motion is performed differently depending on the state of f_s .



List of states:

- S_1 : stance with both feet together.
- S_2 : assisted weight shift to the left foot.
- S_3 : half step right swing.
- S_4 : full step right swing.
- S_5 : double stance right foot leading.
- S_6 : assisted weight shift to the right foot.
- S_7 : half step left swing.
- S_8 : full step left swing.
- S_9 : double stance left foot leading.

Figure 2. Exoskeleton's interface FSM for walking. Gait initiation in green dashed arrows and cyan dashed arrows, for starting with right and left foot swings respectively. Blue and magenta colored nodes represent the right and left foot swing phases respectively. Full gait cycle in black solid arrows. Gait termination in dashed red arrows.

Based on previous research involving trans-radial upper limb prosthesis interfaces [1] we proposed the use of a multimodal and multichannel Human Machine Interface (HMI) for an exoskeleton. Additionally, the use of crutches serves a dual purpose of assisting patients in maintaining balance while also serving as part of the control system and user interface for the exoskeleton (see Figure 3). The crutch handle is equipped with a panel of buttons that enable state machine transitions, allowing

the exoskeleton to switch between different gait modes such as sitting and standing from a chair. Each crutch includes an IMU that precisely measures acceleration and angular velocity on all three axes.

Finally, the force sensor measures ground reaction force and provides data for calculating the exoskeleton's CoP. The trajectory generator algorithm takes the before mention information to create the angle trajectories for each joint.

3.3 Electro-Mechanical structure

The exoskeleton is designed with 6 DoF (Degrees of Freedom), 4 of which are actuated. Two DoFs in each leg, one for the hip flexion/extension and another one for knee flexion/extension. We've chosen to design our lower limb exoskeleton with only four actuators. This decision optimizes weight, simplifies construction, and reduces costs. Since users utilize crutches for balance, maximal actuator torque in all joints isn't essential. Our analysis shows that static walking can still be achieved without actuation in certain joints, highlighting the effectiveness of our design approach.

The exoskeleton prototype and user in Figure 4, are equipped with 4 BLDC motors (My Actuator, China). Each motor is coupled with internal planetary gears and hall sensors at the input and output, which are used to indicate position. The hips and knees are powered by a 50 N.m RMD-X10 motor and a 35 N.m RMD-X8 Pro motor, respectively. The manufacturer seamlessly integrates each motor's driver within the motor assembly. This built-in driver can handle peak currents of up to 50A, and two cascade PI controllers are employed as low-level controllers for each motor; using position, velocity, and torque feedback. Additionally, the design incorporates two passive degrees of freedom at the ankles, achieved through the use of spring elements. Although these passive joints do not offer direct control, they enable compliance with the ground and improved traction by integrating rubber soles. The ankle joints are fitted with Hall effect sensors to measure the joint angle precisely.

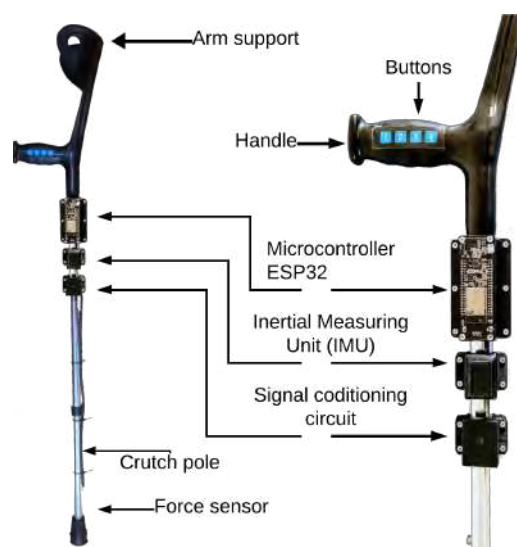


Figure 3. Side view of right exoskeleton smart crutch prototype

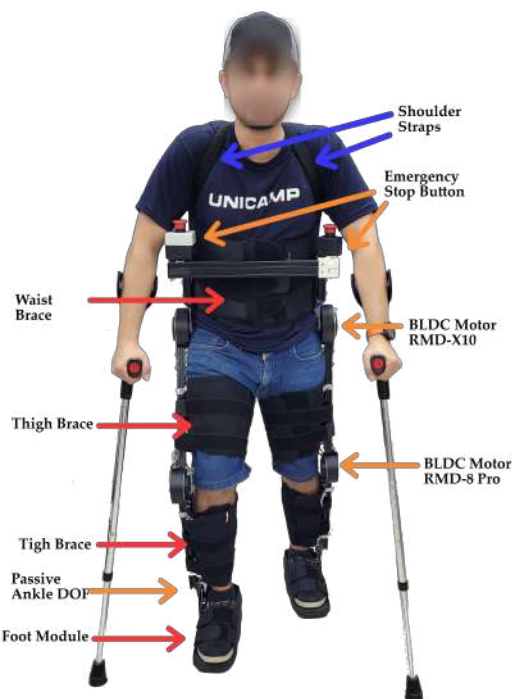


Figure 4. Front view of exoskeleton prototype and user

4. Conclusion

The methodology for the development and design of an innovative smart exoskeleton-crutch system was presented, aimed at addressing the mobility issues of individuals with lower-limb disabilities. The paper discussed the current state-of-the-art lower-limb exoskeleton research and highlighted the importance of developing accessible and effective solutions for this population. The objectives outlined in the introduction, covering aspects of modeling, control, human-machine interface, and smart crutches, have been accomplished through the application of the methods described in this paper. The methods encompassed the modeling of the exoskeleton, the control scheme, and the human-machine interface. The results demonstrate the potential for the proposed exoskeleton-crutch system to provide support and assistance for individuals with lower-limb disabilities, helping them to walk and perform daily activities with increased ease and independence.

In future work, we plan to integrate optical-fiber-based force myography sensors [4] onto the user's lower-limb main groups of muscles to obtain the user intent, thus creating a semi-transparent interface for rehabilitation, instead of using EMG sensors as they tend to have cumbersome results out of clinic environments.

Acknowledgement

This work was supported by Ericsson Telecomunicações Ltda., and by the Sao Paulo Research Foundation (FAPESP), grant 2021/00199-8, CPE SMARTNESS.

References

- [1] Diego Cardona, Guillermo Maldonado, Victor Ferman, Ali Lemus, and Julio Fajardo. *Impact of diverse aspects in user-prosthesis interfaces for myoelectric upper-limb prostheses. In 2020 8th IEEE RAS/EMBS International Conference for Biomedical Robotics and Biomechatronics (BioRob), pages 954–960. IEEE, 2020.*
- [2] Weiguang Huo, Samer Mohammed, Juan C. Moreno, and Yacine Amirat. *Lower limb wearable robots for assistance and rehabilitation: A state of the art. IEEE Systems Journal, 10:1068–1081, 9 2016.*
- [3] IBGE. *Pns 2019: Brazil has 17.3 million persons with some type of disability. <https://cod.ibge.gov.br/5E2NQ>, 2019.*
- [4] Antonio Ribas Neto, Julio Fajardo, Willian Hideak Arita da Silva, Matheus Kaue Gomes, Maria Claudia Ferrari de Castro, Eric Fujiwara, and Eric Rohmer. *Design of tendon-actuated robotic glove integrated with optical fiber force myography sensor. Automation, 2(3):187–201, 2021.*
- [5] Philippe Sardain and Guy Bessonnet. *Forces acting on a biped robot. center of pressure-zero moment point. IEEE Transactions on Systems, Man, and Cybernetics-Part A: Systems and Humans, 34(5):630–637, 2004.*
- [6] Russ Tedrake. *Underactuated Robotics, chapter Appendix B. Course Notes for MIT 6.832, 2023.*
- [7] Aaron J. Young and Daniel P. Ferris. *State of the art and future directions for lower limb robotic exoskeletons. IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering, 25(2):171–182, feb 2017.*

INVESTIGAÇÃO ACERCA DE IDOSOS PARA DESENVOLVIMENTO DE UMA SOLUÇÃO DE CASA INTELIGENTE ASSISTIVA BASEDA EM IORT

Felipe Augusto Oliveira Mota^{1,2}, César Bastos da Silva^{1,3}, Victor Ferman^{1,4}, Eric
Rohmer^{1,5}

¹Departamento de Engenharia de Computação e Automação Industrial (DCA), Faculdade de
Engenharia Elétrica e Computação (FEEC), Universidade Estadual de Campinas
(UNICAMP), Brasil.

{²felipeaomota, ³cesar.silva2612, ⁴vferman1}@gmail.com, ⁵rohmer@unicamp.br

Resumo: Este trabalho propõe investigar, bibliograficamente, os hábitos e adversidades dos idosos em suas casas, compreender os desafios para o emprego de tecnologia assistiva (TA) baseada em IoRT e, por fim, prospectar requisitos para auxiliar na organização de uma solução.

Palavras-chave: Casa Inteligente; Idoso; Internet das Coisas Robóticas; Tecnologia Assistiva.

Abstract: This work proposes to investigate, bibliographically, the habits and adversities of the elderly in their homes, to understand the challenges for the use of assistive technology (AT) based on IoRT and, finally, to prospect requirements to help in the organization of a solution.

Keywords: Assistive Technology; Elderly; Internet of Robotic Things; Smart Home.

1. Introdução

Internet das Coisas Robóticas (IoRT) associa robótica, internet das coisas (IoT) e computação em nuvem. Ela fornece redes robóticas mais inteligentes, colaborativas, heterogêneas, eficientes, autoadaptativas, sensíveis ao contexto e ainda mais baratas (Batth, Nayyar & Nagpal, 2018) e (Ray, 2016). Objetiva-se projetar uma casa inteligente IoRT para idosos, mas expansível para pessoas com deficiência, proporcionando-os qualidade de vida. Medola (2021) afirma que uma boa solução demanda conhecimento das características do seu público quanto sua rotina. Assim, este trabalho propõe investigar, bibliograficamente, os hábitos e adversidades dos idosos em suas casas, compreender os desafios para o emprego de tecnologia assistiva (TA) baseada em IoRT e, por fim, prospectar requisitos para auxiliar na organização de uma solução.

2. Desenvolvimento

O presente trabalho não tem foco em detalhar cada especificidade que infere sobre o público-alvo, mas busca-se alcançar premissas que estruturam o ecossistema de uma casa IoRT

assistiva, composta de monitoramento, serviços e assistência. Oportunizando cuidados com a saúde, serviços domésticos, entretenimento e outros. Ao explorar tecnologias para idosos, percebe-se a heterogeneidade do grupo e o universo de possibilidades. A TA não é fácil de definir, quase toda tecnologia pode, em certo ponto, servir como dispositivo de assistência. O útil é ela auxiliar uma pessoa que tem limitações a realizar melhor suas atividades. Isso inclui uma gama de produtos e serviços (de Witte, 2020). Já Romeo *et al.* (2020) abordam que os sistemas robóticos proporcionaram avanços consideráveis em aspectos da vida humana, e a IoRT consegue ampliar esses avanços, proporcionando um alto compartilhamento de dados e habilidades entre diferentes robôs. Eles destacam que a IoRT beneficia áreas como saúde, social e economia. Porém, detém desafios com a coordenação de vários robôs ao serem inseridos em espaços inteligentes: rede, controle, comunicação, trajetória, heterogeneidade, fabricantes diferentes, dentre outros. Motahar *et al.* (2019) ressaltam que ao projetar novas casas e produtos para os idosos é necessário considerar o equilíbrio entre custo e acessibilidade. Em complemento, De Witte (2020) expõe que a Organização Mundial da Saúde (OMS) estima que cerca de 1 bilhão de pessoas no mundo poderiam se beneficiar da TA. Entretanto, calcula-se que apenas 10 a 15% tenham acesso, devido a baixa renda.

2.1 Método

A execução geral do projeto é baseada na *Three-Phase Methodology* (TPM), proposta por Ferreira *et al.* (2019). Ela aborda o processo de *design* IoT, para uma solução independente do fabricante dos componentes, definido em 3 fases: Compreendendo o negócio; definição de requisitos; implementação. O atual trabalho trata apenas da 1ª fase, dispondo prospecções para próximas etapas. Segundo os autores, a compreensão do negócio pode ser estabelecida através da definição dos clientes (público), coisas e regras de negócio. Eles argumentam que as regras de negócio são premissas e restrições inseridas ao funcionamento de qualquer negócio. Já as coisas são definidas como entidades necessárias para atender os objetivos do negócio. Assim, para fomento da fase 1, foi realizada uma pesquisa bibliográfica através de repositórios *on-line*.

2.2 Resultados

Ao pensar em inclusão digital para idosos, Raymundo (2013) afirma que os idosos, em comparação ao público mais jovem, têm mais dificuldades de aprendizagem na utilização de novas tecnologias. Isso faz com que a adoção de tecnologia seja considerada complexa para população idosa. Já Liu e Tamura (2020) abordam sobre as novas características dos atuais

idosos. Os pesquisadores percebem que o atual grupo tem um relacionamento mais próximo com tecnologia, porém carregam consigo questões da rotina que podem influenciar na qualidade de vida: vida longa e problema de saúde mais crônicos; solidão e mais necessidades de convívio social; vida mais segura e demanda por maior qualidade no consumo.

2.2.1 O comportamento residencial dos idosos

De Souza e Tibúrcio (2015) traçam um mapa comportamental do idoso em casa. O mapa registra as atividades e localizações num determinado ambiente. A casa foi setorizada em: setor íntimo (quartos, banheiros privados), setor social (sala de estar, sala de jantar, varandas e garagem), setor de serviço (cozinha, lavanderia). De forma geral, os pesquisadores indicam que a rotina do idoso pode ser compreendida como permanecendo 40,64% do tempo no setor de serviço, 31,78% do tempo no setor íntimo e 27,58% do tempo no setor social. Entretanto, Wang, Yin e Guntupalli (2021), dissertam que a sala de estar é um dos espaços mais utilizados pelos idosos. É multifuncional, usada para leitura, chá/café, assistir televisão e entretenimento, reuniões com os amigos, refeições e até dormir. Porém, quanto aos desafios dos idosos em suas casas os dois trabalhos concordam com o problema da iluminação inadequada, isso remete ao perigo com acidentes domésticos que podem ocorrer com idosos. O mais comum são as quedas. Ao observar a relação idoso-casa, pode-se, ainda, ater ao fato deles serem classificados dentro do grupo de Pessoas com Dificuldade de Locomoção (PDL), como expresso por Duarte e Cohen (2005). A classificação inclui também os dependentes de cadeira de rodas, de muletas, as gestantes, os obesos, pessoas com deficiências temporárias, entre outros. Com isso, eles podem apresentar dificuldades para se deslocarem de um ponto a outro. Segundo Lima *et al.* (2022) essas restrições em mobilidade não ocorrem apenas por efeito das comorbidades, mas refletem a interação entre fatores biológicos, comportamentais, sociais, econômicos e ambientais.

2.2.2 Estruturação de uma solução

Ao abordar sobre casas inteligentes para idosos, Liu e Tamura (2020) indicam que a conectividade deve ser dividida em física e psicológica, propiciando 4 princípios: Fortalecer a capacidade do idoso de estabelecer conectividade; reduzir as dificuldades e barreiras dos aspectos de produtos e serviços para estabelecer conectividade; aumentar as oportunidades de estabelecer conectividade; melhorar a qualidade da conectividade. Em consideração a estrutura, a casa deve dispor de sensores, aparelhos e dispositivos de conexão que podem ser operados remotamente (Rizvu *et al.* (2018), com infraestrutura sem fio (Mageroski *et al.* (2016)). Essa

estrutura permite que os familiares fiquem conectados, e possibilita aos profissionais monitorar a saúde e o bem-estar dos idosos, de forma presencial ou remota (Zavalysyn *et al.* (2021)). Motahar *et al.* (2019), Fajardo *et al.* (2019) e Kuo *et al.* (2022) utilizam robótica em soluções assistivas. Os resultados demonstram a viabilidade de inserir tecnologia assistiva a partir de IoRT, porém é importante destacar que a iteração com robôs requer uma funcionalidade robótica segura e robusta. Diante disso, Kabir, Tham e Chang (2023) propõe uma estrutura facilitadora para a iteração entre robôs e integração com o ambiente, a partir da execução dos seguintes serviços: navegação multi robô; arquitetura de rede, protocolos de roteamento e comunicações; coordenação entre robôs e computação externa (nuvem, névoa e borda).

2.3 Discussão

Percebe-se que uma casa IoRT assistiva deve equilibrar custo e acessibilidade e ser adaptada a rotina do usuário, permitindo atividades heterogêneas. A princípio, a solução deve ser focada em 3 espaços: quarto, sala e cozinha. O lar é um ambiente estruturado a partir da relação de todos os atores envolvidos, logo, ao pensar em entidades (coisas), precisa-se projetar formas de gerenciar os robôs, dispositivos IoT, pessoas e demais objetos envolvidos nas ações. Já quanto as regras do negócio, a dificuldade de inclusão digital do público-alvo e a disposição de multi robôs implica na projeção de meios para normalizar a relação dos atores e, assim, fortalecer conectividade e reduzir barreiras tecnológicas. Além disso, o receio com acidentes e dificuldade de locomoção dos usuários, podem ser resolvidos incluindo robôs móveis autônomos (Pinheiro *et al.* (2014)) no ambiente. Eles oportunizam mais ações dentro da casa e permitem a geração de novos *insights* enquanto movimentam sobre o ambiente de atuação. As regras da robótica móvel podem ser relevantes para as diretrizes das ações domésticas. Logo, o mapeamento da atuação seria desenvolvido bom base em atributos intrínsecos da localização dos atores.

3. Conclusões

Baseado na discussão concebida e pensando em reprodutibilidade, propõe-se 3 requisitos: a) Estruturar um mapeamento de navegação adaptável a rotina do usuário atendido; b) Elaborar um mecanismo de normalização da comunicação e integração entre robôs de diferentes modelos/fabricantes, além das pessoas e demais dispositivos inseridos no ambiente; c) Desenvolver um modelo fim a fim que aborde todos os aspectos da rede, desde a estruturação local até a execução de processos em nuvem. Com todos esses aspectos de gerenciamento e heterogeneidade, é estabelecida a presença de um *middleware* local gerenciando as ações e

permitindo uma ponte de conexão com o ambiente remoto. Para trabalhos futuros, pode-se agregar projetos com cidades inteligentes, para que o sistema residencial possa compartilhar informações com outros agentes inteligentes inseridos na cidade e expandir o alcance da solução quanto fatores sociais, comportamentais, ambientais, econômicos e de saúde.

4. Agradecimento

Este trabalho foi parcialmente financiado pela Fundação de Amparo à Pesquisa de São Paulo (FAPESP), processo 2021/00199-8, CPE SMARTNESS, Ericsson Telecomunicações Ltda.

5. Referências

- Bath, R. S., Nayyar, A., & Nagpal, A. (2018). Internet of Robotic Things: Driving Intelligent Robotics of Future - Concept, Architecture, Applications and Technologies. *2018 4th International Conference on Computing Sciences (ICCS)*.
- de Souza, S. F. & Tibúrcio, M. S. (2015). O uso do mapa comportamental na identificação de problemas de acessibilidade de idosos. *Locus.ufv.br*.
- de Witte, L. (2020, August 1). *Assistive Technology Provision in Low Resource Settings: Challenges and Opportunities*. IEEE Xplore.
- Duarte, C. R. & Choen, R. (2005). *Afeto e Lugar: Pessoas com Dificuldades de Locomoção e Espaço Urbano*. Bengala Legal. Retrieved February 23, 2023, from <http://www.bengalalegal.com/afetoelugar>
- Fajardo, J., Neto, A. R., Silva, W., Gomes, M., Fujiwara, E., & Rohmer, E. (2019). A Wearable Robotic Glove Based on Optical FMG Driven Controller. *2019 4th International Conference on Advanced Robotics and Mechatronics (ICARM)*.
- Ferreira, L. C. B. C., Branquinho, O. C., Chaves, P. R., Cardieri, P., Fruett, F., & Yacoub, M. D. (2019). A PBL-Based Methodology for IoT Teaching. *IEEE Communications Magazine*, 57(11), 20–26.
- Kabir, H., Tham, M. L., & Chang, Y. C. (2023). Internet of Robotic Things for Mobile Robots: Concepts technologies, challenges, applications, and future directions. *Digital Communications and Networks*, 2023; 00, 1–39.
- Kuo, L. C., Yang, K. C., Lin, Y. C., Lin, Y. C., Yeh, C. H., Su, F. C. & Hsu, H. Y. (2022). Internet of Things (IoT) Enables Robot-Assisted Therapy as a Home Program for Training Upper Limb Functions in Chronic Stroke: A Randomized Control Crossover Study. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 2022; 104: 363–371.

- Lima, M. do C. C. de, Perracini, M. R., Guerra, R. O., Borim, F. da S. A., Yassuda, M. S., & Neri, A. L. (2022). Precisão da medida de mobilidade no espaço de vida para discriminar fragilidade e sarcopenia em idosos. *Revista Brasileira de Geriatria E Gerontologia*, 25(5).
- Liu, Y., & Tamura, R. (2020). How can smart home help “New elders” aging in place and building connectivity. *2020 16th International Conference on Intelligent Environments (IE)*.
- Mageroski, A., Alsadoon, A., Prasad, P. W. C., Pham, L., & Elchouemi, A. (2016). Impact of wireless communications technologies on elder people healthcare: Smart home in Australia. *2016 13th International Joint Conference on Computer Science and Software Engineering (JCSSE)*.
- Medola, F. O. (2021). DESIGN DE PRODUTOS ASSISTIVOS PARA IDOSOS. *Estudos Interdisciplinares Sobre O Envelhecimento*, 25. <https://doi.org/10.22456/2316-2171.118155>
- Motahar, T., Farden, Md. F., Sarkar, D. P., Islam, Md. A., Cabrera, M. E., & Cakmak, M. (2019). SHEBA: A Low-Cost Assistive Robot for Older Adults in the Developing World. *2019 28th IEEE International Conference on Robot and Human Interactive Communication (RO-MAN)*.
- Pinheiro, P., Cardozo, E., Wainer, J., & Rohmer, E. (2014). Arrangement Map for Task Planning and Localization for an Autonomous Robot in a Large-Scale Environment. *2014 IEEE International Conference on Control Science and Systems Engineering*
- Ray, P. P. (2016). Internet of Robotic Things: Concept, Technologies, and Challenges. *IEEE Access*, 4, 9489–9500.
- Raymundo, T. M. (2013) ACEITAÇÃO DE TECNOLOGIAS POR IDOSOS. *Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação Interunidades Bioengenharia, Universidade de São Paulo (USP)*. https://www.teses.usp.br/teses/disponiveis/82/82131/tde_27062013-145322/publico/TDE_TaiuaniMarquineRaymundo.pdf
- Rizvi, S., Sohail, I., Saleem, M. M., Irtaza, A., Zafar, M., & Syed, M. (2018). A Smart Home Appliances Power Management System for Handicapped, Elder and Blind People. *2018 4th International Conference on Computer and Information Sciences (ICCOINS)*.
- Romeo, L., Petitti, A., Marani, R., Irtaza, A., & Milella, A. (2020). Internet of Robotic Things in Smart Domains: Applications and Challenges. *Sensors*, 20(12):3355.
- Zavalysyn, I., Legay, A., Rath, A., & Riviere, E. (2021). Smart Home Care: Towards Supporting Elderlies in the Comfort and Safety of their (Smart) Homes. *2021 10th Latin-American Symposium on Dependable Computing (LADC)*.

BIOMARCADORES NEUROMECÁNICOS PARA CUANTIFICAR LA GRAVEDAD DE LA ENFERMEDAD DE PARKINSON UTILIZANDO SENSORES VESTIBLES (NEUROMARK)

**Adriana Torres-Pardo^{1,2}, Víctor Navarro-López³, Diego Fernández-Vázquez³, Marina
Algaba-Vidoy^{1,2}, Sara Ruíz-Diez¹, Jorge A. Gómez-García¹, Juan C. Moreno¹,
Francisco Grandas⁴, María Carratalá-Tejada³, Francisco Molina-Rueda³, Diego
Torricelli¹**

{adriana.torres, marina.algaba, sara.ruiz, jorge.gomez.garcia}@cajal.csic.es, {jc.moreno,
diego.torricelli}@csic.es, {victor.navarro, diego.fernandez, maria.carratala,
francisco.molina}@urjc.es, francisco.grandas@salud.madrid.org

Grupo de Neurorehabilitación, Instituto Cajal, CSIC¹, E.T.S. Ingenieros de
Telecomunicación, Universidad Politécnica de Madrid², Departamento de Fisioterapia,
Terapia Ocupacional, Rehabilitación y Medicina Física, Universidad Rey Juan Carlos³,
Unidad de Trastornos del Movimiento CSUR /ERN-RND, Servicio de Neurología,
Hospital General Universitario Gregorio Marañón⁴

Resumen: *El proyecto NEUROMARK tiene como objetivo crear biomarcadores clínicamente relevantes de la progresión de la Enfermedad de Parkinson (EP) y desarrollar una metodología científica e instrumental para llevar a cabo nuevas investigaciones sobre la complejidad y adaptabilidad del sistema neuromotor. Para ello, se ha propuesto la combinación de diferentes tecnologías de análisis del movimiento con el objetivo de comprender en profundidad los síntomas motores de la EP bajo una perspectiva multifacética. En particular, la metodología del proyecto incluye la aplicación de algoritmos de aprendizaje automático sobre datos cinemáticos y neuromusculares registrados por sensores inerciales (IMUs) y de electromiografía de superficie (EMG), grabados durante la realización de pruebas compuestas por ejercicios que replican actividades de la vida diaria. En coordinación con el equipo sanitario, estos datos se combinarán con interfaces gráficas intuitivas, con el fin de proporcionar información útil al personal clínico, que sirva de apoyo durante el diagnóstico clínico y lo mejore. Esta metodología y los biomarcadores que se obtendrán como resultado del proyecto podrán ser aplicables también a la evaluación de personas con otras enfermedades neurológicas, como el ictus, las lesiones medulares o la parálisis cerebral.*

Palabras clave: *neurorrehabilitación, Enfermedad de Parkinson, sensores vestibles, biomarcadores.*

Abstract: *The NEUROMARK project aims to create clinically-relevant biomarkers of Parkinson's disease (PD) progression and to develop an experimental and methodological platform for novel investigations on the complexity and adaptability of the neuromotor system. To this end, the combination of different technologies to generate the necessary body of evidence to deeply understand the motor symptoms of PD under a multi-faceted perspective has been proposed. In particular, the project's methodology includes the application of machine learning algorithms on kinematic and neuromuscular data recorded by inertial sensors (IMUs) and surface electromyography (EMG), during a battery of tests composed of exercises replicating daily-life activities. Together with a group of clinicians, these data will be combined with intuitive graphical interfaces, to provide useful and understandable information to clinicians, thus supporting and improving clinical diagnosis. The methodology and biomarkers that will be obtained because of the project may also be applicable to other neurological diseases, such as stroke, spinal cord injury or cerebral palsy.*

Keywords: *neurorrehabilitación, Parkinson's Disease, wearable sensors, biomarkers.*

1. Introducción

La enfermedad de Parkinson (EP) es un trastorno neurodegenerativo del sistema nervioso central caracterizado por temblores, bradicinesia, rigidez, inestabilidad postural y disfunciones de la marcha. Estos síntomas suelen crecer tanto en gravedad como en cantidad [2], provocando un deterioro de la calidad de vida del paciente. Se espera que el número de personas con EP alcance los 9,3 millones en 2030 en Europa [4].

Actualmente, la evaluación de la EP se basa en la observación clínica, cuya falta de objetividad da lugar a un diagnóstico incorrecto en el 35% de los casos [1]. Esta situación, que no ha mejorado durante los últimos 25 años [6], pone de manifiesto la necesidad de

disponer de nuevas técnicas capaces de cuantificar de forma objetiva los síntomas motores y su respuesta a las intervenciones terapéuticas.

En la última década, los sensores inerciales (también llamados IMU) se han vuelto populares en la evaluación, detección y diagnóstico de la EP, debido a su capacidad para capturar un amplio espectro de características de la marcha inducidas por deficiencias motoras [5]. Sin embargo, la traducción de la información extraída de estos dispositivos en biomarcadores clínicamente relevantes sigue siendo un desafío. Esto se debe a cuatro limitaciones principales (ver Figura 1, columna izquierda):

(1) **Limitadas pruebas motoras.** El análisis de los signos motores de la EP se centra en tareas sencillas como caminar sobre terreno plano o permanecer quieto, mientras que la vida diaria se compone de movimientos con innumerables aceleraciones, desaceleraciones y giros.

(2) **Alta variabilidad entre sujetos.** Los pacientes con EP presentan síntomas motores muy heterogéneos en términos de magnitud, duración y ocurrencia. Esto dificulta enormemente la identificación de métodos capaces de distinguir entre pacientes con diferentes grados de severidad de la enfermedad, o de monitorizar la evolución de un paciente.

(3) **Escasa aplicabilidad clínica.** Uno de los principales retos de los diagnósticos basados en la tecnología es convertir los datos registrados y procesados en herramientas útiles para los clínicos. Actualmente, los resultados numéricos son difíciles de interpretar por personas sin formación técnica, y los procedimientos para la evaluación de tareas motoras requieren mucho tiempo y suelen ser incompatibles con la práctica clínica.

(4) **Conocimiento limitado sobre los mecanismos neuromusculares.** Contrariamente a la mayoría de las enfermedades neurológicas, como los accidentes cerebrovasculares o las lesiones de la médula espinal, muy pocos estudios han investigado los efectos de la EP sobre la complejidad neuromuscular. La mayor parte de la literatura se centra en las características biomecánicas y, cuando se considera la actividad muscular o neuronal, los resultados se integran mínimamente con la evidencia biomecánica.

El objetivo principal del proyecto NEUROMARK (ver Figura 1, derecha) es superar las limitaciones antes mencionadas y proporcionar a la comunidad científica y clínica evidencia que permita comprender y cuantificar mejor los síntomas motores de la EP, y encontrar biomarcadores clínicamente relevantes de la progresión de la enfermedad. El objetivo

secundario es crear una plataforma experimental y metodológica para investigaciones novedosas sobre la complejidad y adaptabilidad del sistema neuromotor, incluyendo una base de datos accesible de actividad cinemática y neuromuscular que permita a los clínicos detectar personas con mayor o menor riesgo de deterioro motor.



Figure 1. Resumen de los objetivos, las preguntas científicas, la metodología propuesta y los resultados esperados en el proyecto NEUROMARK.

2. Materiales y métodos

La metodología a seguir durante el proyecto se basa en el desarrollo e integración de las siguientes cuatro tecnologías (ver Figura 1, segunda columna):

(1) **Bancos de pruebas que simulan escenarios de la vida diaria.** Se realizarán experimentos que incluyan movimientos complejos de la vida cotidiana, como la marcha sobre superficies irregulares y blandas. Para ello, se replicarán los bancos de pruebas estandarizados del Proyecto Europeo H2020 EUROBENCH [8].

(2) **Análisis de las sinergias musculares.** El análisis de sinergias musculares es una disciplina emergente de la neurociencia, capaz de describir la coordinación muscular a partir de la EMG. La evidencia científica demuestra que este procedimiento proporciona una descripción compacta de los mecanismos neuronales responsables del movimiento [7]. Debido a su carácter no invasivo, el análisis de sinergias musculares es particularmente adecuado para aplicaciones clínicas, lo que proporciona medios cuantitativos para diagnosticar el deterioro motor y guiar las intervenciones terapéuticas.

(3) **Modelos y algoritmos de Inteligencia Artificial (IA).** Se ha demostrado [3] que una combinación adecuada de diferentes técnicas de aprendizaje automático (ML) sobre características cinemáticas extraídas por los IMU durante la marcha puede conducir a una clasificación sólida entre pacientes con EP y sujetos sanos. Hay dos problemas que aún no se han resuelto: (1) al comienzo de la enfermedad, los síntomas motores están enmascarados y se confunden por la variabilidad normal entre sujetos; (2) la evolución de los síntomas motores es muy difícil de predecir, incluso cuando se dispone de registros históricos. La aplicación de técnicas avanzadas de IA, nos permitirán superar estas barreras.

(4) **Interfaces orientadas al ámbito clínico.** La EP está caracterizada por síntomas motores heterogéneos, que se pueden agrupar en cuatro categorías principales: bradicinesia, acinesia, discinesia y estabilidad. Cada una de estas categorías se puede describir mediante varias características, por ejemplo, longitud y duración del paso, rango de movimiento, velocidades y aceleraciones de las diferentes partes del cuerpo. Este elevado número de características de estudio puede dar lugar a cientos de indicadores de rendimiento, que dificultan la interpretación por parte de los profesionales clínicos en la práctica diaria. El propósito de la investigación es convertir estos indicadores en índices simples que proporcionen al clínico información sobre la fase de enfermedad, su evolución y su pronóstico.

3. Resultados e impactos esperados

Se espera que los resultados proporcionen un alto impacto en las siguientes áreas:

(1) **Práctica clínica:** Se facilitarán al personal sanitario sistemas de medición capaces de proporcionar información precisa y objetiva y técnicas de soporte al diagnóstico.

(2) **Mejora del tratamiento clínico personalizado:** La detección temprana de síntomas no evidentes a simple vista, basada en la combinación de mecanismos cinemáticos y neuromusculares, proporcionará indicadores cuantitativos que pueden guiar al clínico a ajustar la dosis de la medicación o el procedimiento rehabilitador en el momento adecuado.

(3) **Establecimiento de protocolos estandarizados para la evaluación comparativa de las funciones de la locomoción:** Este proyecto contribuirá a identificar el conjunto óptimo de sensores necesario para evaluar la marcha de forma cuantitativa, permitiendo la réplica de las pruebas propuestas de manera rápida en contextos clínicos reales.

(4) **Poner a disposición de la comunidad clínica y científica una base de datos para el análisis de la EP:** Este proyecto creará una base de datos biomecánicos de pacientes con EP

en diferentes etapas de la patología caminando sobre terrenos irregulares. Esta base de datos proporcionará a la comunidad clínica y científica evidencia cuantitativa sobre los mecanismos neuromotores en pacientes con EP y sujetos sanos, su evolución y su pronóstico.

(5) Extensión de la tecnología actual a diferentes patologías: Los trastornos de la marcha son comunes a muchas enfermedades neurológicas y no neurológicas. Las pruebas realizadas durante el proyecto pueden extenderse fácilmente a cualquier patología con afectación de la marcha, estableciendo así una nueva oportunidad para el sector sanitario.

Agradecimientos

Esta publicación es parte del proyecto NEUROMARK (PID2020-120491RA-I00), financiado por MCIN/AEI/ 10.13039/501100011033.

4. Referencias

- [1] Adler, C. H., Beach, T. G., Hentz, J. G., Shill, H. A., Caviness, J. N., Driver-Dunckley, E., Sabbagh, M. N., Sue, L. I., Jacobson, S. A., Belden, C. M., & Dugger, B. N. (2014). Low clinical diagnostic accuracy of early vs advanced Parkinson disease: clinicopathologic study. *Neurology*, 83(5), 406–412.
- [2] Bhidayasiri, R., & Martinez-Martin, P. (2017). *Clinical Assessments in Parkinson's Disease: Scales and Monitoring*. In *International Review of Neurobiology* (Vol. 132, pp. 129–182). Academic Press Inc. <https://doi.org/10.1016/bs.irn.2017.01.001>
- [3] Caramia, C., Torricelli, D., Schmid, M., Munoz-Gonzalez, A., Gonzalez-Vargas, J., Grandas, F., & Pons, J. L. (2018). IMU-Based Classification of Parkinson's Disease from Gait: A Sensitivity Analysis on Sensor Location and Feature Selection. *IEEE Journal of Biomedical and Health Informatics*, 22(6), 1765–1774. <https://doi.org/10.1109/JBHI.2018.2865218>
- [4] Dorsey, E. R., Constantinescu, R., Thompson, J. P., Biglan, K. M., Holloway, R. G., Kieburtz, K., Marshall, F. J., Ravina, B. M., Schifitto, G., Siderowf, A., & Tanner, C. M. (2007). Projected number of people with Parkinson disease in the most populous nations, 2005 through 2030. www.neurology.org
- [5] Parisi, F., Ferrari, G., Giuberti, M., Contin, L., Cimolin, V., Azzaro, C., Albani, G., & Mauro, A. (2015). Body-sensor-network-based kinematic characterization and comparative outlook of UPDRS scoring in leg agility, sit-to-stand, and Gait tasks in Parkinson's disease. *IEEE Journal of Biomedical and Health Informatics*, 19(6), 1777–1793. <https://doi.org/10.1109/JBHI.2015.2472640>
- [6] Rizzo, G., Copetti, M., Arcuti, S., Martino, D., Fontana, A., & Logroscino, G. (2016). Accuracy of clinical diagnosis of Parkinson disease. *Neurology*, 86(6), 566–576.
- [7] Torricelli, D., Barroso, F., Coscia, M., Alessandro, C., Lunardini, F., Bravo Esteban, E., & d'Avella, A. (2016). Muscle Synergies in Clinical Practice: Theoretical and Practical Implications. *Emerging Therapies in Neurorehabilitation II*, 251–272.
- [8] Torricelli, D., & Pons, J. L. (2019). EUROBENCH: Preparing robots for the real world. In *Biosystems and Biorobotics* (Vol. 22, pp. 375–378). Springer International Publishing. https://doi.org/10.1007/978-3-030-01887-0_72

EFFECTOS DE LA REHABILITACIÓN ROBÓTICA DEL TOBILLO EN LA
CAPACIDAD FUNCIONAL DE LA MARCHA EN PACIENTES CON SECUELA DE
ACCIDENTE CEREBRO VASCULAR: RESULTADOS DE ESTUDIO DE
VIABILIDAD Y PROPUESTA DE ENSAYO CLÍNICO CONTROLADO

Juan C. Moreno¹, Silvana T. Mercante², Raúl O. Rojas², Silvina Cacciavillani², Edgardo
Cersósimo²

¹Grupo de Rehabilitación Neural, Instituto Cajal, CSIC—Consejo Superior de Investigaciones
Científicas, Madrid, España,

Juan C. Moreno, jc.moreno@csic.es

²Hospital J N Lencinas, Mendoza, Argentina

Silvana T. Mercante, stmercante70@gmail.com Raúl O. Rojas, rojasraul56@hotmail.com

Silvina Cacciavillani, silvichichi1980@gmail.com

Edgardo Cersósimo, edgardo_cersosimo@yahoo.com.ar

Resumen:

La caída de antepié en los pacientes con secuela de accidente cerebrovascular (ACV) es uno de los problemas motores más frecuentes.

Se ha realizado un estudio experimental con un sistema robótico mono articular de tobillo que establece una terapia guiada por un videojuego, y los resultados han mostrado que puede ser una herramienta valiosa para la rehabilitación del tobillo de pacientes con secuela de ACV y un complemento a las terapias convencionales. Actualmente se cuenta con una nueva versión del sistema, con mayor madurez tecnológica, con la que se propone un estudio clínico.

El objetivo del estudio clínico consiste en analizar si el tratamiento con el sistema robótico puede aportar una mayor mejora en la capacidad funcional de la marcha que el tratamiento convencional en pacientes con secuela de ACV y tobillo espástico.

Se presenta entonces el diseño de un ensayo clínico controlado, con asignación a los grupos de tratamiento en forma aleatorizada.

En este estudio todos los pacientes recibirán tratamiento convencional y el grupo experimental recibirá además tratamiento robótico del control de los músculos del tobillo, tres veces por semana. Se realizarán evaluaciones pre y postratamiento de cada grupo, el tiempo de tratamiento será de 6 semanas para los 2 grupos.

Palabras clave: accidente cerebrovascular, rehabilitación, robot de tobillo, marcha

Abstract

Foot drop in patients with stroke sequelae is one of the most frequent motor problems.

An experimental study has been carried out with a single-joint robotic ankle system that establishes a therapy guided by a video game, and the results have shown that it can be a valuable tool for the rehabilitation of the ankle of patients with stroke sequelae and a complement to the conventional therapies. Currently, there is a new version of the system, with greater technological maturity, with which a clinical study is proposed.

The objective of the clinical study is to analyze whether treatment with the robotic system can provide a greater improvement in functional gait capacity than conventional treatment in patients with stroke sequelae and spastic ankle.

The design of a controlled clinical trial is then presented, with random assignment to treatment groups.

In this study all patients will receive conventional treatment and the experimental group will also receive robotic treatment of ankle muscle control, three times per week. Pre- and post-treatment evaluations of each group will be carried out, the treatment time will be 6 weeks for the 2 groups.

Keywords: *stroke and rehabilitation and parallel ankle robot and gait*

1. Introducción

El complejo de la articulación del tobillo es de fundamental importancia para el equilibrio, el apoyo y la propulsión. Sin embargo, es particularmente susceptible a lesiones musculoesqueléticas y neurológicas, especialmente lesiones neurológicas como el pie caído después de un accidente cerebrovascular (OMS, 2017).

La fisioterapia convencional para el tratamiento del tobillo espástico en personas que han sufrido un accidente cerebrovascular ha evolucionado desde las técnicas centradas en el fortalecimiento y en la práctica de movimientos analíticos, a los abordajes centrados en recuperar movimientos funcionales. Se han desarrollado sistemas de rehabilitación robótica, que 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 intensificaron el entrenamiento de la marcha en los pacientes (Zhinao, 2014).

Los robots de rehabilitación de tobillo en paralelo son las tecnologías más estudiadas para la rehabilitación de tobillo, tienen una plataforma fija y se pueden utilizar para rehabilitación de múltiples grados de libertad con un tamaño reducido y alta rigidez. (Spaich, 2008)

También se ha visto que sumado a la retroalimentación visual y auditiva, puede conducir a una mayor eficacia del tratamiento (Shahid, 2017). Específicamente en pacientes con accidente cerebrovascular, el entrenamiento asistido por robot dirigido de la articulación del tobillo, en una posición sentada, ha demostrado mejoras significativas en el equilibrio y marcha, lo que puede proporcionar una nueva opción de tratamiento (Calderón, 2014)

Es importante tener en cuenta que pocos de los robots desarrollados se han sometido a ensayos clínicos, todas las estrategias de control y los modos de entrenamiento de rehabilitación están en la etapa de prueba, y ninguno se utiliza en aplicaciones clínicas (Spaich, 2008).

Se ha realizado un estudio pre experimental con un robot mono articular de tobillo (MEXO), y los resultados han mostrado además de permitir la validación, la seguridad del equipamiento y que puede ser una herramienta valiosa para la rehabilitación del tobillo de pacientes con secuela de ACV (Asín, 2022). Este exoesqueleto fue producto de los desarrollos que surgieron de la Red REASISTE 2016-2019 (Red iberoamericana de rehabilitación y asistencia de pacientes con daño neurológico mediante exoesqueletos robóticos de bajo coste), que fue subvencionada por CYTED (Programa Iberoamericano de Ciencia y Tecnología para el Desarrollo). El estudio local ha sido novedoso en Mendoza (Argentina) entre los prototipos de exoesqueleto que han sido probados en disfunciones de tobillo, e investigó los efectos del estiramiento pasivo combinado con movimiento activo y resistido del tobillo y su impacto en la marcha utilizando el exoesqueleto robótico MEXO en pacientes con secuelas de ictus. Los pacientes recibieron la terapia durante seis semanas, acompañando al tratamiento convencional. Se compararon los resultados antes y después del tratamiento para las variables estudiadas. Hubo tres variables que mostraron un aumento neto al final del tratamiento: equilibrio a través de la prueba monopodal, donde el paciente debe permanecer erguido sobre un solo miembro inferior (figura 1), cinemática medida con goniometría (figura 2), y distancia recorrida a través de la prueba de caminata de 2 minutos (figura 3). Fueron incluidos 16 pacientes, de los cuales 9 concluyeron el tratamiento. También se evaluó la Satisfacción del Usuario con la Tecnología de Dispositivos de Asistencia mediante la Encuesta QUEST Quebec versión 2.0 (Demers et al. (2002) adaptada al exoesqueleto MEXO. La figura 4 muestra los aspectos más importantes para los pacientes, extraídos de los cuestionarios.

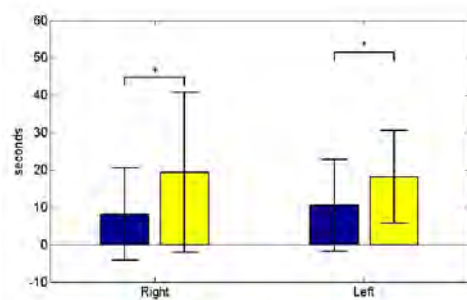


Figura 1. Equilibrio mono podálico pre y post

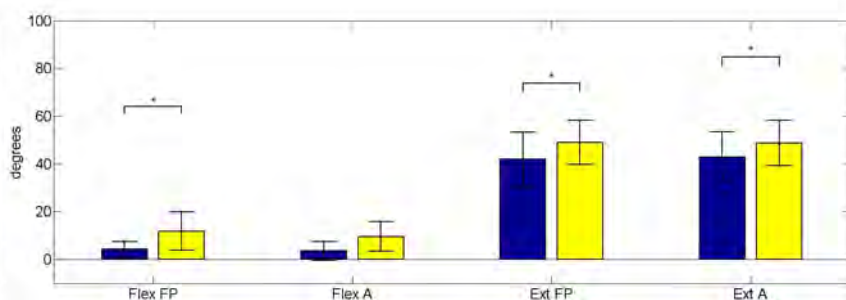


Figura 2. Goniometría pre y post

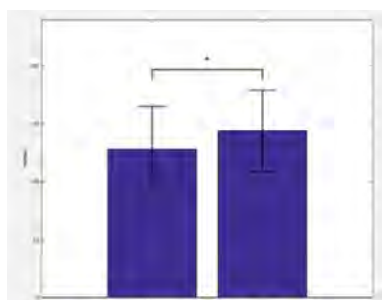


Figura 3. Test de marcha pre y post

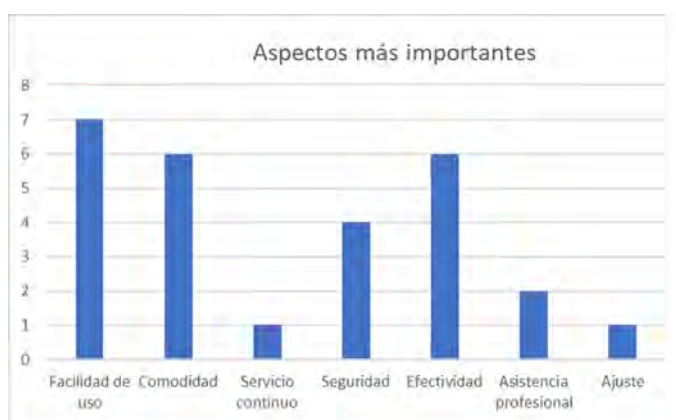


Figura 4. Encuesta QUEST Quebec .

Con este estudio se pudo concluir que la técnica de entrenamiento con exoesqueleto robótico MEXO puede ser una herramienta valiosa para la rehabilitación del tobillo de pacientes con secuela de ACV y un complemento a las terapias tradicionales que se aplican.

Actualmente el objetivo de este nuevo trabajo de investigación es estudiar si el uso del sistema robótico de tobillo puede aportar una mayor mejora en la capacidad funcional de la marcha que el tratamiento convencional en pacientes con secuela de ACV y tobillo espástico. La intervención consta de un estiramiento pasivo, combinado con movimiento activo y resistido, acompañado de retroalimentación visual, mediante software interactivo lúdico. Los objetivos específicos: Determinar el rango articular y la fuerza muscular de tobillo, estudiar parámetros de cinemática de la marcha pre y postratamiento, en ambos grupos. También 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 sistema robótico en el paciente y evaluar la seguridad del dispositivo

sobre el paciente.

2. Materiales y Métodos

El estudio es un ensayo clínico controlado, de 6 semanas de duración.

Se considerará el instrumento un Formulario donde constará: edad, sexo: femenino-masculino, tipo de ACV: isquémico-hemorrágico, hemicuerpo afectado: derecho-izquierdo, asistencia a la marcha: ninguna-bastón-ortesis-otras.

Todos los pacientes que cumplan con los criterios de inclusión, serán evaluados al inicio y final del estudio. Los que sean asignados al grupo control recibirán tratamiento de rehabilitación convencional y los que sean asignados al grupo experimental además del tratamiento convencional y recibirán tratamiento con el sistema robótico de tobillo tres veces por semana. El período de tratamiento será de un total de 6 semanas. Las sesiones de tratamiento convencional durarán 60 minutos y las del uso del exoesqueleto. Las últimas consistirán en 5 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 5 minutos de estiramiento pasivo.

El dispositivo que se utilizará en este estudio, es la nueva versión del dispositivo de rehabilitación robótica, asistida por un videojuego, para la realización de ejercicios controlados para rehabilitación del control de los músculos de la articulación del tobillo.

Se obtendrán datos previos al tratamiento, durante las sesiones de tratamiento, y posterior al tratamiento de 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), capacidad de marcha (Test de los 2 minutos, test de los 10 metros, test Timed Up-and-Go), cinemática de marcha pre y postratamiento (electro goniómetros) y escala de satisfacción con el uso de tecnologías de asistencia QUEST (sólo posterior al tratamiento). Las variables recogidas durante las sesiones serán: escala visual-analógica sobre dolor, fatiga y confort, variables registradas por el robot : 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) en ambos grupos, experimental y control mediante el test de Wilcoxon.

Se analizarán las variables registradas por el robot (posición y fuerzas reales y patrón),

obteniendo promedios representativos de cada repetición durante cada sesión, y también entre sesiones, para evaluar la tendencia de estas variables según el avance de la terapia. Igualmente se aplicará un contraste de hipótesis mediante test de Wilcoxon al cambio de estas variables entre el inicio y el final de la terapia (análisis prepos) para ambos grupos.

Se utilizará la t de student para comparar los efectos del tratamiento del grupo experimental con el control, considerándolos grupos relacionados.

4. Referencias

Asín-Prieto G, Mercante S, Rojas R, Navas M, Gómez D, Toledo M, Martínez-Expósito A and Moreno JC (2022), Post-stroke rehabilitation of the ankle joint with a low cost monoarticular ankle robotic exoskeleton: Preliminary results. *Front. Bioeng. Biotechnol.* 10:1015201. doi: 10.3389/fbioe.2022.10152011.

Calderón Bernal, A.M. Cano de la Cuerda, Roberto Alguacil Diego, Isabel María Molina Rueda, Francisco Cuesta Gómez, Alicia Miangolarra Page, Juan Carlos Rehabilitación. Vol. 49 Núm. 3 Pág. 177-192, 2015.

Hussain, S., Jamwal, P. K., & Ghayesh, M. H. (2017). State-of-the-art robotic devices for ankle rehabilitation: Mechanism and control review. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine*, 231(12), 1224–1234. doi:10.1177/0954411917737584

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)

Spaich E. y Tabernig C. Estimulación eléctrica y espasticidad: una revisión. Laboratorio de ingeniería de rehabilitación e investigaciones Neuromusculares y Sensoriales (LIRINS) (2008)

Zhihao Zhou, Yuan Zhou, Ninghua Wang, Fan Gao, Kunlin Wei, Qining Wang. A proprioceptive neuromuscular facilitation integrated robotic ankle-foot system for post stroke rehabilitation. *Robotics and Autonomous Systems* Volume. November 2015pp 111–122 <https://doi.org/10.1016/j.robot.2014.09.023>

SATISFACCIÓN DEL PACIENTE Y DEL PERSONAL DE SALUD CON RESPECTO A
LA TELE REHABILITACIÓN: RETOS Y OPORTUNIDADES, EN EL HOSPITAL

JOSÉ NÉSTOR LENCINAS

Silvana Teresa Mercante ¹

¹ Universidad Nacional de Cuyo. Facultad de Ciencias Económicas. Maestría de Administración de Servicios en Salud.

Hospital José Néstor Lencinas, Mendoza, Argentina

stmercante70@gmail.com

Resumen:

En el contexto pandémico causado por el virus COVID-19, se suspendió la atención presencial en el servicio de rehabilitación. Se implementó, como modalidad de atención, la tele rehabilitación. Es así como surgió la necesidad de investigar el nivel de satisfacción de los pacientes y del personal de salud respecto a la atención en el segundo semestre del año 2020, como así también el grado de adherencia de los pacientes al tratamiento, las barreras y las mejoras que se podrían aplicar.

Para realizar la investigación, se aplicaron encuestas con preguntas cerradas y abiertas destinadas a pacientes y profesionales y una entrevista semiestructurada al personal administrativo.

Los resultados obtenidos respecto de la satisfacción fueron positivos, fundamentalmente según la percepción de los pacientes, y en los aspectos relacionados a las dimensiones confianza o empatía, fiabilidad, responsabilidad, capacidad de respuesta y tangibilidad.

Con este trabajo se contribuyó al conocimiento tanto de las tecnologías de la información y comunicación como a la medición de la calidad de servicio. Conocer la satisfacción de los pacientes y del personal del servicio de rehabilitación del hospital José Néstor Lencinas, permitió mejorar y perfeccionar la estrategia, brindando la posibilidad de implementar un sistema mixto de atención.

Palabras claves: Gestión de calidad- satisfacción del paciente- tele rehabilitación.

Abstract

In the pandemic context caused by the COVID-19 virus, in-person care in the rehabilitation service was suspended. In response to the problem of patient access to healthcare, telerehabilitation was implemented as a new care model. As a consequence, there was a need

to investigate the level of patient and health personnel satisfaction regarding care in the second semester of 2020, as well as the degree of patient adherence to treatments, barriers and improvements that could be applied.

To carry out this research, patients and professionals took part in closed and open-ended question surveys, and semi-structured interviews were conducted with administrative staff.

The results in terms of patient and health personnel satisfaction were positive, especially from the patients' point of view and in aspects related to trust or empathy, reliability, responsibility, responsiveness and tangibility.

This work contributed to the knowledge of both information and communication technologies and service quality measures. Knowing patient and staff satisfaction levels with José N L hospital's rehabilitation services allowed to improve and refine the strategy, offering the possibility of implementing a hybrid virtual/in-person care system.

Keywords: Quality management- patient satisfaction- tele-rehabilitation.

1. Introducción

La rehabilitación, que es un servicio esencial según la Organización Mundial de la Salud (en adelante OMS) y la Organización Panamericana de la Salud (en adelante OPS), fue suspendida, debido a las estrictas políticas de distanciamiento social establecidas por las autoridades nacionales y provinciales, en un contexto pandémico causado por el virus COVID-19. Esto obligó a las diversas organizaciones de la salud a reflexionar sobre los servicios tradicionales de atención y a focalizarse en modelos de atención virtuales que funcionen como alternativas viables y eficaces.

Durante el último año, en muchas regiones y países del mundo, se implementaron varias experiencias y estrategias vinculadas a la atención médica virtual: Avellanet, Boada-Pladellorensa, & Pages-Bolibara (2020) describieron el plan de contingencia en un servicio de rehabilitación de Andorra; Dimer y col. (2020) relataron la experiencia durante la pandemia de tele fonología en domicilio; Leochico y col. (2020) expusieron la experiencia de tele rehabilitación durante la pandemia en Filipinas; (Avellanet, Boada-Pladellorensa, & Pages-Bolibara, 2020) (Avila Dimer, Canto-Soares, dos Santos-Teixeira, & García de Goulart, 2020) (Leochico C., 2020) Bettger y col. (2020) publicaron los ajustes realizados para la continuidad de los servicios de rehabilitación en 12 países de bajos, medianos y altos ingresos en el contexto de las respuestas nacionales de preparación de COVID-19 y ofrecieron recomendaciones para los responsables de la toma de decisiones sobre la provisión y el pago de estos servicios esenciales.

Es frecuente encontrar en publicaciones especializadas en esta temática evidencias científicas sobre la satisfacción del paciente con respecto a tele rehabilitación. Algunas de las

percepciones generales detectadas son las siguientes: mejora el acceso a los servicios con una menor necesidad de transporte, propicia el desarrollo de una fuerte relación terapéutica manteniendo un sentido de espacio personal, sirve como complemento de la atención cara a cara, proporciona programas de ejercicio personalizados y genera sentimientos de apoyo continuo (Kairy & et al, 2013).

Otro concepto emergente es que, la satisfacción de los pacientes se vincula directamente con la de los profesionales. Lo que parece ser bueno para estos, también lo es para los pacientes. Además, las expectativas de los usuarios afectan al comportamiento del profesional. (Fontova Almato, 2015).

El presente trabajo, se centra en el modelo de atención que diseñó el servicio de rehabilitación (en adelante SRHB) del Hospital José Néstor Lencinas (en adelante HJNL), desde el mes de junio del año 2020, teniendo en cuenta la suspensión de la atención presencial causada por el aislamiento social y obligatorio, así como también la necesidad de continuar con los tratamientos de sus pacientes, garantizando su seguridad, la del personal y la accesibilidad: la tele rehabilitación.

El objetivo general del estudio es determinar el nivel de satisfacción de los pacientes y del personal de salud con la atención brindada a través de la modalidad de tele rehabilitación, implementada en el SRHB del HJNL durante la Pandemia Covid-19, en el segundo semestre del año 2020, con el fin de mejorar la modalidad y fortalecer la mejora continua en la calidad del servicio. Además, se plantean los siguientes objetivos específicos: definir el grado de adherencia de los pacientes al tratamiento a través de la modalidad de tele rehabilitación; identificar barreras de la gestión de atención a través de la modalidad de tele rehabilitación y detectar las mejoras que se podrían aplicar al programa de tele rehabilitación para el servicio a largo plazo.

2. Material y Método

Se trata de un estudio de enfoque cuantitativo de tipo descriptivo. Se caracteriza por ser prospectivo y tener un diseño no experimental, de corte transversal. La muestra estuvo conformada por toda la población de pacientes adultos mayores de 18 años que hayan recibido al menos 2 meses de tratamiento en forma ininterrumpida tratamiento de tele rehabilitación. La muestra para determinar perspectivas del personal estuvo conformada por aquellos profesionales y administrativos que participaron en la gestión de la estrategia, médicos que admitían a los pacientes y profesionales que brindaron tratamiento a 5 o a más pacientes. Para realizar la investigación, se aplicaron encuestas anónimas con preguntas cerradas y abiertas destinadas a pacientes y profesionales y una entrevista semiestructurada al personal administrativo. Se utilizó el modelo Servqual de calidad de servicio para el

planteamiento de los indicadores.(Parasuraman, 1985)

Los pacientes recibieron tratamiento a través de videollamadas utilizando el soporte Cisco Webex y plataforma Telesalud del Ministerio de Salud de la Nación Argentina.

3. Resultados y Discusión

La muestra de estudio estuvo conformada por 68 pacientes que recibían tratamiento bajo la modalidad de tele rehabilitación y por 28 profesionales que prestaban servicio y que utilizaron la modalidad de tele rehabilitación para atender a los pacientes. Del total, fueron incluidos 54 pacientes y 28 profesionales.

Los resultados obtenidos respecto de la satisfacción fueron positivos, fundamentalmente según la percepción de los pacientes, y en los aspectos relacionados a las dimensiones confianza o empatía, fiabilidad, responsabilidad, capacidad de respuesta y tangibilidad, como se observa en los ítems graficados en las figuras 1, 2, 4 y 5. En la figura 3, a pesar de los resultados positivos obtenidos, se observa que los pacientes prefieren la atención cara a cara. Las barreras identificadas fueron el bajo nivel de instrucción de los pacientes (40,74% tiene solo primario completo, el 46% de los pacientes nivel secundario y el 7,41% nivel terciario), poca o nada experiencia en el uso de tecnologías y tele rehabilitación tanto de pacientes como personal de salud, predominio de profesionales de las áreas físicas y mala conectividad.

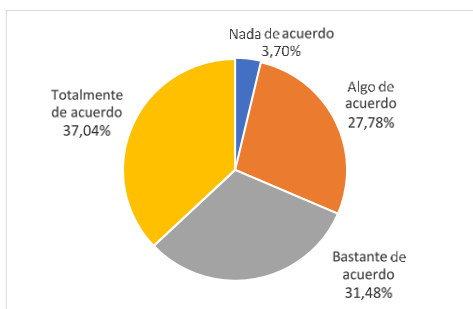


FIGURA 1. Accesibilidad al tratamiento.

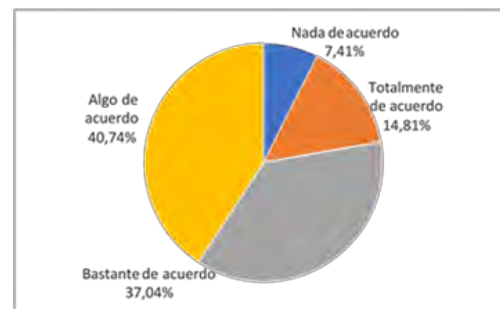


FIGURA 2. La rehabilitación puede mejorarme

Fuente: elaboración propia.

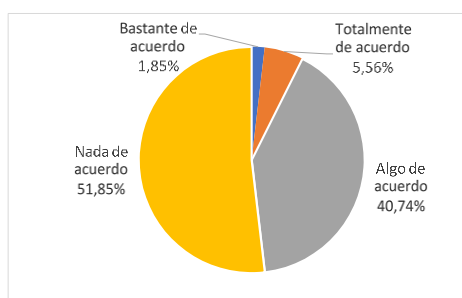


FIGURA 3. Reemplazo de la atención cara a cara.

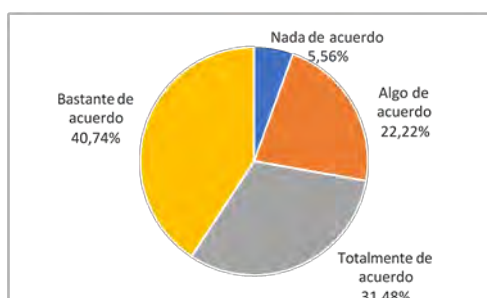


FIGURA 4. Satisfacción con el programa

Fuente: elaboración propia

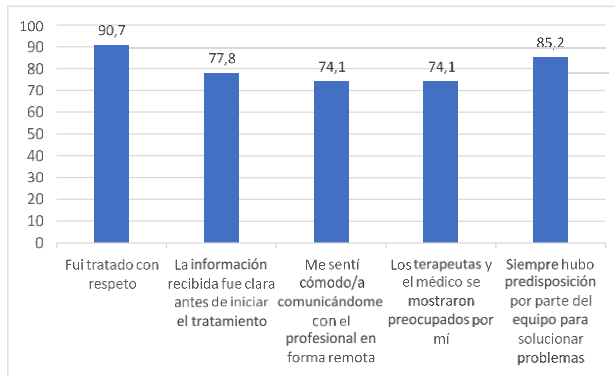


FIGURA 5. Dominio responsabilidad. Fuente: elaboración propia

En la evaluación general del sistema, los pacientes tuvieron mejor percepción de la modalidad que los profesionales. Puede observarse en figuras 6 y 7 percepción de los profesionales.

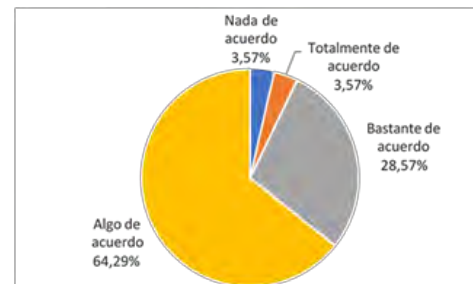
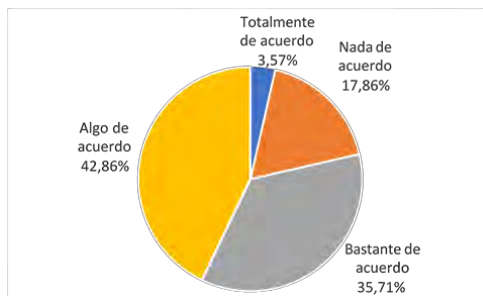


FIGURA 6. Satisfacción con los resultados clínicos. FIGURA 7. Satisfacción con el nivel de servicio Fuente: elaboración propia

Los resultados de las preguntas abiertas fueron analizados cualitativamente y surgieron las siguientes categorías y subcategorías, expresadas en tabla 1.

	Pacientes	Profesionales
Beneficios	Contención/motivación(18) Avances/mejoras(16) Acceso al tratamiento(12) Ahorro tiempo y dinero(9)	Cuidados/contención(12) Continuidad de tratamiento(8) Comodidad(7) Capacitación/adherencia/trabajo en equipo(5)
Problemas	Ninguno(22) Conectividad(18) Preferencia presencial(9) Otros(5)	Conectividad(22) Falta de recursos(14) Falta de capacitación Déficit para evaluación y tratamiento(6)
Evaluación del sistema	Excelente y muy bueno	Bueno
Llegó para quedarse	No aplica	27 de 28 si

TABLA 1. Categorías y subcategorías respuestas a preguntas abiertas. Elaboración propia.

De las entrevistas al personal administrativo surgieron las siguientes categorías emergentes: importancia de la capacitación, innovación, barreras para la implementación, oportunidades/ventajas, capacidad de respuesta.

4. Conclusiones

Los pacientes consideran que la tele rehabilitación les permite acceso al tratamiento, sienten que los mejora, utilizarían el servicio nuevamente y lo recomendarían a otras personas, aunque consideran no reemplaza la atención cara a cara

La percepción con la atención fue la dimensión más positivamente evaluada por los pacientes, en los indicadores: confianza/empatía, responsabilidad y capacidad de respuesta. En cuanto a uso de tecnología los pacientes percibieron mayor facilidad de uso que los profesionales

La percepción de los profesionales es menos satisfactoria, se cree debido la resistencia al cambio, la falta de protocolos, desconocimiento del sistema

Hubo adherencia al tratamiento, en base a las variables cumplimiento, expectativas, apoyo familiar. Las barreras de mayor relevancia detectadas fueron problemas de conectividad, desconocimiento del sistema, falta de experiencia en el uso de tecnologías, resistencia al cambio.

Con este trabajo se contribuyó al conocimiento tanto de las tecnologías de la información y comunicación como a la medición de la calidad de servicio. Conocer la satisfacción de los pacientes y del personal del servicio de rehabilitación del hospital José Néstor Lencinas, permitió mejorar y perfeccionar la estrategia, brindando la posibilidad de implementar un sistema mixto de atención.

5. Referencias

Avellanet, M., Boada-Pladellorens, A., & Pages-Bolibara, E. (2020). Rehabilitación En Época De Confinamiento. *Rehabilitación*, 1-7.

Avila Dimer, N. e. (2020). Pandemia do COVID-19 e implementação de telefonaudiologia para pacientes em domicilio: relato de experiência. *CoDAS 2020*, doi:10.1590 / 2317- 1782 / 20192020144.

Bettger. (2020). COVID-19: maintaining essential. *BMJ Global Health*, 1-7.

Fontova Almato, A. (2015). Estudio de la satisfacción de pacientes y profesionales en un servicio de urgencias hospitalario. *Universitat de Girona: Tesis Doctoral*.

Kairy , D., & et al. (2013). The Patient's Perspective of in-Home Telerehabilitation Physiotherapy Services Following Total Knee Arthroplasty. *Int. J. Environ. Res. Public Health*, 3998-4011. doi:10.3390/ijerph10093998

Leochico, C. (2020). Adoption of telerehabilitation in a developing country before and during the COVID-19 pandemic. *Annals of Physical and Rehabilitation Medicine*, 1-2.

Parasuraman , A., Zeithaml, V., & Berry, L. (1985). A conceptual model of service quality and its implications for future research. *Journal of marketing* , 41-50.

EVALUACIÓN DEL FUNCIONAMIENTO DE UNIDADES DE MEDIDA INERCIALES (IMU) PARA SER UTILIZADAS EN EL ANÁLISIS DEL MOVIMIENTO HUMANO

Nelson Dugarte Jerez¹, Antonio Alvarez Abril¹, Negman Alvarado², Guillermo Martín Sosa¹, Edinson Dugarte¹.

1 Instituto Regional de Bioingeniería (IRB), Universidad Tecnológica Nacional (UTN).
Mendoza, Argentina, ndj0227@gmail.com.

2 Centro Médico Mendoza, departamento de Neurología. Mendoza, Argentina,
neuroservices.tt@gmail.com.

Resumen: *El movimiento humano se produce como resultado de la acción coordinada de diversos sistemas musculares sobre la estructura ósea. Determinados procesos neurológicos y/o patológicos pueden causar alteraciones de la fuerza y coordinación que debe existir entre las respuestas musculares, que en principio podrían pasar desapercibidos pero que a largo plazo pueden generar daños físicos irreparables. Actualmente, el método más utilizado para el análisis del movimiento humano se basa en el estudio de fotografía secuencial en espacio limitado, aunque en menor medida también se utilizan sistemas de posicionamiento digital. Este proyecto trata sobre el desarrollo de tecnología para la evaluación del movimiento humano utilizando sensores de medida inercial. La idea es detallar el desplazamiento espacial de secciones específicas del cuerpo a partir de la medición de aceleración y movimiento angular en las articulaciones involucradas. El objetivo es desarrollar un sistema que permita a los médicos especialistas identificar anomalías en el movimiento del paciente en estudio. Los resultados preliminares demuestran la eficiencia del sensor inercial implementado y con una respuesta de 200 muestras por segundo permite describir movimientos incluso imperceptibles al ojo humano.*

Palabras clave: *Medición del movimiento humano – Unidades de medida inerciales*

Abstract: *Human movement occurs as a result the coordinated action of various muscular systems on the bone structure. Certain neurological and/or pathological processes can cause alterations in the strength and coordination that must exist between the muscular responses, which at first could go unnoticed but at long term can cause irreparable physical damage. Currently, the most widely used method for the human movement*

analysis is based on the sequential photography study in limited space, although digital positioning systems are also used to a lesser extent. This project deals with the development of technology for human movement evaluation using inertial measurement sensors. The idea is detail the spatial displacement of body specific sections from the measurement of acceleration and angular movement in the involved joints. The objective is developed a system that allows medical specialists identify abnormalities in the patient movement under study. The preliminary results demonstrate the efficiency of implemented inertial sensor and with a response of 200 samples per second allows describing movements even human eye imperceptible.

Keywords: *Human Motion Measurement – Inertial Measurement Units.*

1. Introducción

El movimiento del cuerpo humano es la herramienta cognitiva fundamental para explorar y organizar el entorno próximo. La capacidad de movimiento se desarrolla principalmente en las primeras etapas de la vida y permite al individuo el conocimiento del propio cuerpo.

La respuesta a la percepción espacio-temporal obtenida con el tiempo permite la mejora del equilibrio estático y dinámico. Esto trae como consecuencia que a lo largo de la vida se formen esquemas de movimientos que están potencialmente impresos en el sistema nervioso, y que transfieren a los músculos la acción antes de ingresar a la conciencia, dando lugar a lo que denominamos posturas. Esto implica que el movimiento requiere del trabajo en conjunto de los sistemas esquelético, muscular y nervioso [1].

El Análisis de Movimiento Humano (AMH) tiene como propósito cuantificar el funcionamiento del sistema músculo esquelético y su relación con el sistema nervioso, durante la realización del trabajo mecánico [2]. El interés por el AMH tiene su origen en la Edad Antigua, aunque solo surge como disciplina de estudio en el Siglo XIX. Los griegos fueron pioneros en el estudio de la mecánica del cuerpo y su relación con el estado de salud del cuerpo. Con los avances en la tecnología médica se generan aportaciones importantes a la biomecánica del cuerpo basados en la anatomía moderna y la fisiología [3].

Cuando movemos alguna parte del cuerpo, no siempre tenemos consciencia del movimiento, ni de la zona que debemos mover, ni hacia donde debemos encaminar la acción. No sabemos mucho acerca de los procesos psíquicos que tienen lugar cuando el movimiento es continuado, en especial de las patologías que pueden afectar el correcto desempeño del

cuerpo al moverse. Actualmente existen diferentes técnicas utilizadas para el AMH, basadas en la utilización de instrumentos especializados. Algunos de estos instrumentos son:

- Plataforma de presiones, utilizado en los estudios de podología para conocer el comportamiento de las presiones que ejerce el cuerpo sobre las plantas de los pies en condiciones estáticas y dinámicas [4].
- Dinamómetro o newtómetro, es un instrumento utilizado para medir intensidades de fuerzas al sistema biológico. Basa su funcionamiento en un resorte que sigue la Ley de Hooke, siendo las deformaciones proporcionales a la fuerza aplicada [4].
- Captura y procesamiento de video, utiliza una o múltiples cámaras de video con las cuales se pretende encontrar la diferencia en la postura del cuerpo entre cada fotograma, en la secuencia temporal de la filmación. Esta técnica resulta relativamente efectiva, de acuerdo a la eficiencia del software de procesamiento utilizado, pero suele ser muy costosa [5].

En este artículo se presenta una técnica para el AMH basada en el empleo de sensores inerciales IMU (inertial measurement unit). La idea es colocar sensores en las partes del cuerpo del paciente con el propósito de estudiar los cambios de movimiento por medio de las respuestas a la aceleración y al movimiento angular que los sensores IMU generan.

Desde el año 2019, en los laboratorios del Instituto Regional de Bioingeniería (IRB) del Centro Regional de Computación y Neurociencia (CeReCoN) de la Universidad Tecnológica Nacional – Regional Mendoza (UTN - FRM) [6], se realiza un esfuerzo en conjunto entre la Escuela de Ingeniería Electrónica y la Escuela de Ingeniería en Sistemas de Información en el desarrollo de tecnología propia en la utilización de sensores IMU en el campo biomédico.

2. Desarrollo

Este proyecto pretende el desarrollo de un instrumento de bajo costo y altas prestaciones, que permita realizar mediciones precisas requeridas por los médicos especializados en el estudio del movimiento humano. Se trata de utilizar sensores IMU estratégicamente ubicados sobre el cuerpo del paciente, donde la diferencia de movimiento generada en las articulaciones se refleja en las curvas de respuesta de cada uno de los sensores. Por ejemplo, si el sistema se utiliza para captar el movimiento en la pierna de un paciente se utilizaría una disposición de cuatro sensores IMU identificados como SC (sensor en la cadera), SM (sensor en el muslo), ST (sensor en la Tibia) y SP (sensor en el pie). La lectura de aceleración y movimiento

angular en los 3 ejes ordenados permiten calcular el desplazamiento en el espacio y por consiguiente cuantificar el movimiento sectorizado de toda la pierna. La idea implica que se pueden colocar tantos sensores como se requieran para describir los cambios de posición de cualquiera de las articulaciones en el cuerpo.

Los cambios de posición en cualquiera de los ejes cartesianos de los sensores, se transmite de forma inalámbrica al computador, donde se realiza el procesamiento de la señal captada. El algoritmo de procesamiento se desarrolla en software libre, utilizando el lenguaje de programación Python.

2.1 Sensor IMU utilizado en el sistema

Existen diferentes tipos de sensores inerciales tipo IMU que se podrían utilizar en el desarrollo de este proyecto, pero se escogió el BWT901CL por sus características de funcionamiento [7]. Es un multisensor tipo IMU, basado en tecnología MEMS [8], el cual realiza mediciones de aceleración, velocidad angular y campo magnético en 3D, con mediciones de alta precisión en relación a los ejes cartesianos (X Y Z). Este componente implementa un algoritmo de calibración de detección automática de polarización cero. Adicionalmente, se considera de bajo costo en relación con otros componentes comerciales del mismo tipo.

La conexión eléctrica del sensor se realiza por los pines Vcc, Rx, Tx y GND que se encuentran al costado de cada dispositivo. Funciona con voltaje entre 3.3V y 5V. La comunicación de datos con el dispositivo es bidireccional y se realiza de forma serial con velocidad constante de 115200 baudios. Se puede realizar de forma inalámbrica por Bluetooth 2.0 o cableada por medio de una interfaz USB que se conecta a los pines Rx y Tx. El diseño implementado en este proyecto utiliza comunicación inalámbrica para evitar la interferencia de los cables con el movimiento del paciente. La velocidad de salida de datos puede ser regulada arbitrariamente entre 0,2 y 200 muestras por segundo (mps) con precisión de 16 bits por muestra.

2.2 Método experimental

Para evaluar el funcionamiento de las IMU se diseñó un experimento simple. Consiste en fijar el sensor al extremo de un péndulo con brazo oscilante rígido de 35 cm de largo que se encuentra sujeto al anclaje por un eje transversal para que el movimiento solo se pueda ejecutar en un plano. El experimento inicia al liberar el brazo oscilante a 45° con respecto al

eje del anclaje. Dado que el movimiento del péndulo es calculable, puede ser utilizado como referencia ante la medición que se obtiene del sensor IMU. La adquisición de datos se realiza durante 30 segundos, con lo cual solo se captan los primeros ciclos de oscilación del péndulo. La Fig. 1, muestra una imagen del péndulo en reposo y la gráfica que se obtiene como respuesta del movimiento angular en el eje Z con respecto al tiempo.

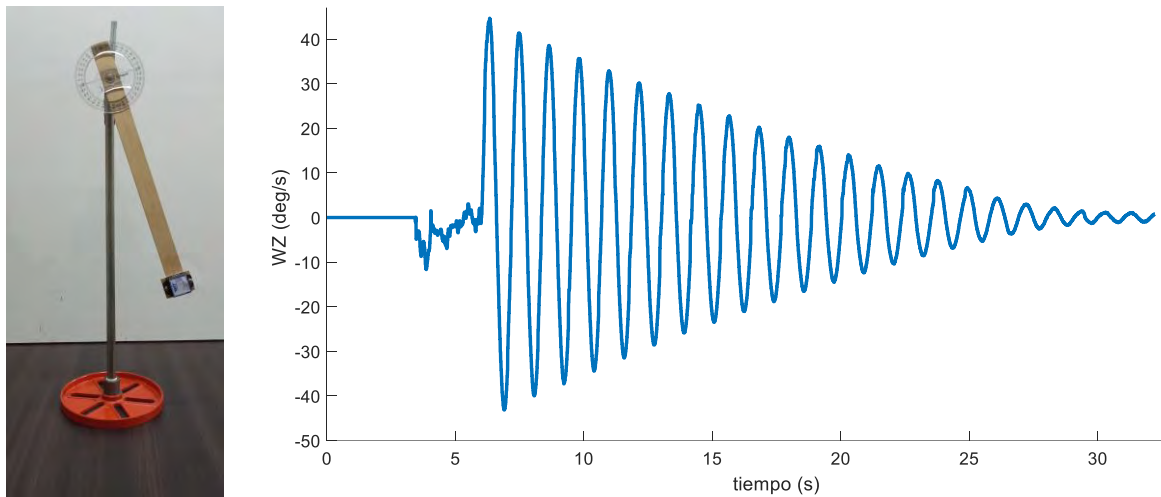


Fig. 1. Diseño del péndulo y gráfica de movimiento angular en el eje z adquirida con el sensor IMU

2.3 Resultados

La Tabla 1, presenta parte de la adquisición de datos obtenidos con el IMU al ejecutar el experimento. Las columnas identificadas con aX, aY, aZ contienen los valores de aceleración, y las columnas anotadas con wX, wY, wZ muestran los resultados del movimiento angular en cada uno de los ejes. Por razones de espacio, en la gráfica de la Fig. 1 solo se presenta el resultado de wZ.

Tabla1. Parte de la adquisición de datos con el IMU al ejecutar el experimento del péndulo.

Time(s)	aX(g)	aY(g)	aZ(g)	wX(deg/s)	wY(deg/s)	wZ(deg/s)
10.0250	0.0586	-1.0278	-0.0190	-4.2725	-6.2866	13.7939
10.0300	0.0586	-1.0278	-0.0190	3.5400	-7.9956	12.7563
10.0350	0.0313	-1.0425	-0.0771	3.5400	-7.9956	11.8553
10.0400	0.0313	-1.0425	-0.0771	-1.9531	-7.1411	10.8877
10.0450	0.0093	-0.9951	-0.0957	-1.9531	-7.1411	9.9879

2.4 Discusión

Del experimento se destaca la precisión en la medida, con 16 bit de resolución por muestra permite definir 0.01 g en aceleración y 0.05° en movimiento angular. Esto permite obtener

mediciones de cambios de posición en cualquier parte del cuerpo con errores inferiores a fracciones de milímetros. También se comprobó la respuesta de adquisición a 200 mps, lo cual puede identificar micro-movimientos en intervalos de 5 milisegundos, lo cual está dentro del tiempo de respuesta de cualquier parte del sistema neuromuscular del cuerpo.

3. Conclusiones

Dados los resultados emanados del experimento con el sensor IMU implementado, se tiene como conclusión que puede ser implementado en la medición del movimiento humano. Cabe destacar que la velocidad de respuesta y la precisión en la adquisición de datos lo hacen óptimo para captar el movimiento de respuesta extrema, lo cual apunta al estudio de la respuesta de atletas en la medicina del deporte.

4. Referencias

- [1] Graciela Lizárraga Chávez. Cuerpo y movimiento: dimensión psicológica. Revista de Psicología - Año III, N° 5, 1999.
- [2] Pérez A. Análisis de movimiento humano: aplicaciones en rehabilitación física. Seminario del Instituto de Ciencias Físicas ICF, Universidad Nacional Autónoma de México. México DF. Marzo de 2015.
- [3] Guillamón, A. Biomecánica del movimiento humano: evolución histórica y aparatos de medida. Revista Digital EFDeportes.com. 2014; 18 (188).
- [4] García, G. Elvar, H. Arenas, A. Pérez, C. Aguilera, J. Dispositivos y Técnicas Para la Medición del Rendimiento del Salto Vertical. Journal of Physical Exercise and Health Science for Trainers, 2017.
- [5] Valladolid, O. Madera, F. Aguayo, A. Análisis Gráfico del Movimiento Humano para Detectar Alteraciones Biomecánicas. Revista de Ingeniería de la Universidad Autónoma de Yucatán. Mexico DF. 2019; 23 (2): 52-67.
- [6] UTN FRM. Laboratorios - CeReCoN. Disponible en: <http://irbutn.org/laboratorios-cerecon/> (Consultado 18 de mayo de 2018).
- [7] WitMotion Shenzhen Co. Bluetooth AHRS IMU sensor BWT901CL, Datasheet. v20-0707. Disponible en: www.wit-motion.com (Consultado 10 de febrero de 2021).
- [8] SBG Systems. ¿Qué es la tecnología MEMS?. Disponible en: <https://www.sbg-systems.com/es/soporte/tecnolog%C3%ADa/tecnolog%C3%ADa-mems-imu-ahrs-ins/> (Consultado enero de 2023).

**Projeto e modelagem de sistema de uma prótese de mão utilizando
microcontroladores da família STM32 com controle de força e *feedback* da força
aplicada**

Christian da Rocha Iardino

Unicamp, Brasil, chrisrochaiardino@gmail.com

Ludmila Correa de Alkmin e Silve

Unicamp, Brasil, ludmila@fem.unicamp.br

Resumo: Introdução: A crescente demanda por próteses de mão acessíveis tem impulsionado a busca por soluções eficientes. Um dos principais desafios é a leitura dos sensores, a aplicação de força e o feedback para o usuário. Nesse contexto, foi proposto o desenvolvimento de um software e eletrônica para superar essas dificuldades. **Desenvolvimento:** Para a criação do software e eletrônica, foram priorizadas soluções de baixo custo e peso. Optou-se pelo uso de microcontroladores da família STM, dada sua ampla gama de periféricos. A implementação incluiu motores de vibração e sensores de corrente para controlar e fornecer feedback da força aplicada pelo usuário. Adicionalmente, empregou-se um display e comunicação Bluetooth para atualização dos parâmetros da prótese.

Resultados: O software e a eletrônica foram testados utilizando uma bateria de 5V para alimentação da eletrônica e uma bateria de 9V para os motores. A eletrônica comportou-se conforme o esperado, embora tenha sido identificada uma taxa de falha de aproximadamente 8% na comunicação Bluetooth.

Palavras-chave: *Controle de Prótese de mão, Redução de custo*

Abstract: Introduction: The increasing demand for affordable hand prosthetics has driven the search for efficient solutions. One of the main challenges is sensor reading, force application, and feedback to the user. In this context, the development of software and electronics was proposed to overcome these difficulties.

Development: Low-cost and lightweight solutions were prioritized for the creation of the software and electronics. Microcontrollers from the STM family were chosen due to their wide range of peripherals. The implementation included vibration motors and current sensors to control and provide feedback on the force applied by the user. Additionally, a display and Bluetooth communication were employed for updating the prosthesis parameters.

Results: The software and electronics were tested using a 5V battery to power the electronics and a 9V battery for the motors. The electronics performed as expected, although a failure rate of approximately 8% was identified in the Bluetooth communication.

Keywords: *Prosthetic hand Control, Cost reduction.*

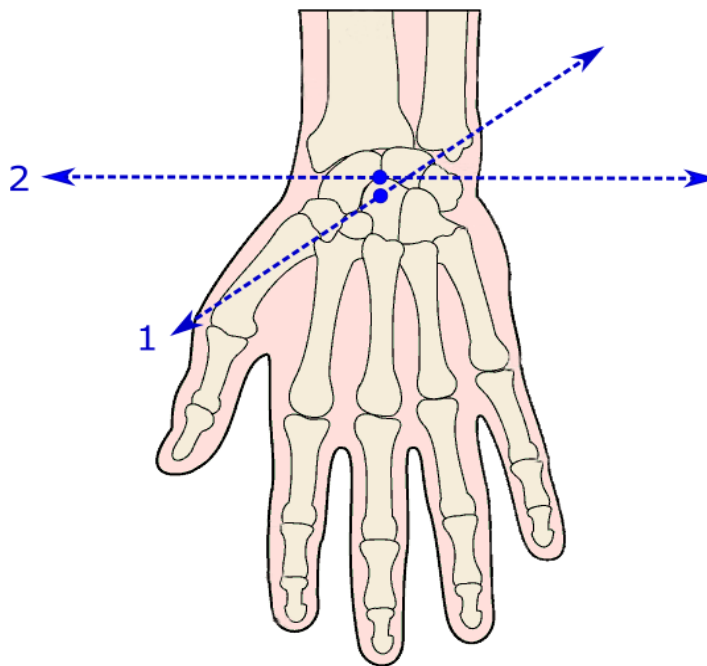
1. Introdução

A perda de um membro da parte superior do corpo tende a possuir um impacto muito maior na vida das pessoas quando comparado a perda de um membro da parte inferior do corpo. Traumas são os motivos que mais causam a perda de uma mão, cerca de 60% das perdas dos membros superiores ocorrem entre 16 e 54 anos (Clement et al., 2011). O que totaliza cerca de 1.6 milhões de casos registrador em 2005 nos Estados Unidos (Ziegler-Graham et al., 2008).

A articulação do punho é capaz de criar movimentos simultâneos em dois planos perpendiculares, dorso-palmar e rádio-ulnar, como mostrado na **Figura 1** (Erwin & Varacalla, 2022).

Figura 1

Planos de movimentos do pulso.



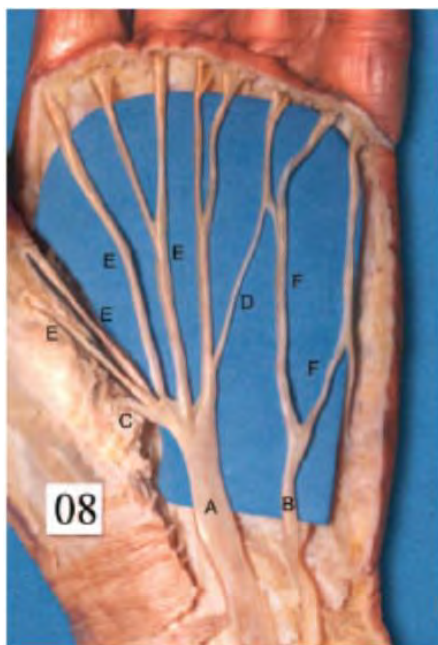
Fonte: (Omarkulov et al., 2016)

A articulação do punho possui três nervos principais, sendo eles: Nervo mediano, nervo radial e nervo ulnar. Diversos músculos localizados no antebraço são responsáveis pelo controle do punho. Os tendões se estendem através da articulação do punho (Erwin & Varacalla, 2022). O controle de todos esses músculos e tendões de maneira simultânea geram uma gama gigante de movimentos possíveis de serem realizados.

O posicionamento de certos nervos pode variar em uma parcela da população. Na **Figura 2** é demonstrado uma configuração de nervos. (CAETANO et al., 2005)

Figura 2

O número 08 corresponde à peça anatômica dissecada.



Fonte:(CAETANO et al., 2005)

Como se é possível ver na **Figura 2**, as letras correspondem as estruturas: A – Nervo mediano; B – Nervo ulnar; C – Ramo motor principal do nervo mediano; D – Anastomose de Berrittini; E – Ramos sensitivos do nervo mediano; F – Ramos sensitivos do nervo ulnar.

Figura 3

Possíveis movimentos de serem realizados pela combinação dos músculos e tendões da mão e do pulso.



Fonte: Adaptação (Oliveira et al., 2017)

O transplante de mão, realizado desde 1964, é uma das opções, porém possui muitas desvantagens como: a necessidade de um doador, o tamanho da mão, a cor da pele e a utilização de imunossupressores pelo restante da vida.

A próteses possuem diversas vantagens sobre um transplante, sendo algumas delas: Um valor total menor; maior segurança para o indivíduo, pelo motivo de não ser necessário o uso de imunossupressores; não ser necessário um doador; tamanho, aparência e cor personalizável de acordo com a necessidade do usuário. Por estes motivos a utilização de próteses vem sendo a escolha na maior parte dos casos. (Jones et al., 2000).

Diversas próteses podem ser encontradas no mercado atualmente, desde modelos passivos com objetivo estético ou com o objetivo de auxiliar o usuário em uma tarefa como: Ganchos, segurador de copo, segurador de talher.

Algumas próteses mais complexas necessitam de implantes cirúrgicos, esses implantes realizam diversas medições de diversas áreas do punho e do antebraço, para realizar o controle dos atuadores que por sua vez manipulam os dedos da prótese.

Existem próteses com quantidade de graus de liberdade variados. A prótese mais comum de ser encontrada do mercado é a qual possui um grau de liberdade por dedo, assim permitindo que a prótese realize movimentos de extensão e flexão.

Todas as próteses de mão podem ser classificadas em próteses passivas ou próteses ativas (Maat et al., 2018). As próteses passivas podem ser classificadas em próteses de mão passiva ou próteses de ferramenta passiva (Figura 4). Próteses ativas são próteses que controlam a velocidade e força dos dedos utilizando microprocessadores e atuadores, por este motivo próteses passivas não se limitam a realização de poucas tarefas, mais sim uma gama de tarefas com movimentos distintos. As próteses ativas tendem a serem as próteses de maior valor agregado.

Figura 4

Nova classificação de próteses passivas para a substituição de mão, com todos seus possíveis nomes usados na literatura atual.



Fonte: Adaptação (Maat et al., 2018)

Existem diversas técnicas de manufatura, sendo alguma delas: Injeção; Moldagem; Usinagem; Deformação; Adição. Todas essas técnicas podem ser feitas tanto de maneira industrial quanto de maneira artesanal, porem algumas dessas técnicas possuem valor muito alto, assim sendo necessário a produção de larga escala.

A técnica de manufatura por adição, também conhecida como manufatura aditiva, popularmente chamada de impressão 3D, nos permite a criação e a personalização de produtos de maneira mais barata, rápida, sob demanda e personalizados, como explicado por Kler & Piller, (2019). Assim sendo possível manufatura de uma prótese totalmente personalizada para o usuário tornando-a mais confortável e útil para quem a usa e para as funções que ela realizara.

As próteses de mão atualmente utilizam eletromiografia, porem existem estudos promissores na utilizando sensores ultrassônicos, como explicado pelos autores Clement et al., 2011. A eletromiografia analisa as atividades elétricas dos músculos, estes sensores são utilizados por médicos para produzir evidencias de diversas patologias que afetam os músculos e os nervos. Este sensor é feito de uma agulha descartável que devem ser inseridos nos músculos, o raio de leitura do sensor é de aproximadamente 1mm, como explica o artigo de Mills, (2005). Um problema apresenta pelas próteses de mão atuais, como demonstrado pelos autores Lan et al., (2021) é a falta de controle e a falta de sentido tátil para o controle dos dedos. Um dos primeiros trabalhos que tentou alcançar o controle quase perfeito utilizado sinais EMG foi de Boostani & Moradi, (2003). Como demonstrado por Ghazali et al., (2017) o controle *fuzzy* possui melhor desempenho quanto a *overshot*, quando comparado a outros controles utilizando sensores EMG.

Como descrito anteriormente a maior parte dos artigos descrevem controles utilizando sensores de eletromiografia. Porem existem diversas opções para outros sensores para o controle das próteses sendo alguns deles: sensores piezoelétricos; Strain gauges; Resistências fotossensível.

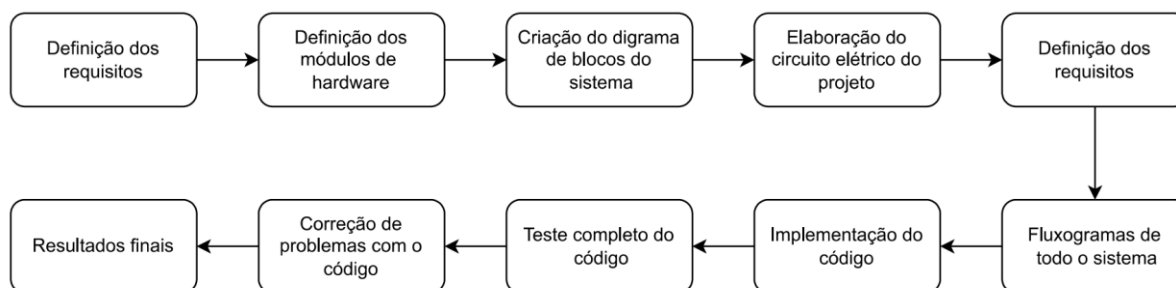
Assim neste trabalho é proposto a criação de um software e eletrônica para o controle de uma prótese de mão utilizando microcontroladores da família STM32, com controle independente de 4 dedos, utilizando sensores de corrente para o controle de pressão aplicado pelos dedos, motores de vibração para o usuário possuir um *feedback* da força sendo aplicada, comunicação bluetooth para controle e visualização dos parâmetros, display para controle e visualização dos parâmetros, botões para interação com o display. Sendo que qualquer tipo de sinal 0 a 3,3V pode ser interpretado para o controle dos motores, assim abrindo a possibilidade de uma gama maior de sensores para o controle dos dedos.

2. Desenvolvimento

Um dos maiores desafios encontrados foi manter a prótese com baixo custo, preservando todas as funcionalidades. As características buscadas nos módulos elétricos variam de módulo para módulo, porém todas possuem em comum as características de: Tamanho reduzido; Pesos reduzido; Baixo custo (

Tabela 1). Foi optado por utilizar um módulo Joystick b103267 para a simulação do sinal dos sensores.

Figura 5



Notas: Modelo de desenvolvimento cascata para software e eletrônica de controle de prótese.

2.3 Método

Foi utilizado um método de desenvolvimento tipo cascata para a criação do software e eletrônica de controle da prótese (Figura 5). A imagem do método cascata foi desenvolvido utilizando uma ferramenta de extensão do *Google Drive* chamada *Diagrama.Net*.

Os requisitos gerias de cada modulo de hardware é: Baixo peso, pois é necessário que o usuário não tenha fadiga em utilizar a prótese ao longo do dia; Dimensões pequenas para reduzir ao máximo possível o tamanho da prótese de caixa de controle, assim evitando desconfortos para o usuário ao utilizá-la em lugares públicos; Baixo custo, assim a tornando acessível a pessoa de baixa renda. Cada modulo possui requisitos específicos, como mostrado na

Tabela 1.

Os módulos de hardware da prótese são: Dois motores GA12-N20 foram escolhidos por possuírem uma gama grande de tensão que pode ser utilizada e alta redução, assim podendo gerar um torque alto para o seu tamanho e peso, serão usadas 4 unidades ou seja será possível controlar 4 graus de liberdade de maneira individual na prótese; O módulo bluetooth RS232 HC-05, foi escolhido por possuírem comunicação I2C, este modulo será responsável pelo envio e pelo recebimento de dados Bluetooth; A ponte H, tb6612fng consegue controlar dois motores de maneira individual e simultaneamente, a ponte H é um circuito que é utilizado para controlar tanto a velocidade quanto o sentido de rotação de motores; Os sensores de corrente de efeito Hall acs712 foram escolhidos por não influenciarem no circuito enquanto realizam a medida da corrente, os sensores acs712 realizam o controle da força dos motores, assim sanando o problema de excesso de força para segurar um objeto; O modulo SSD1306 juntos com os módulos B3F-10XX é responsável por criar a interação com o usuário, sendo que o modulo SSD1306 é um display de OLED e o B3F-10XX é um botão; O microprocessador STM32F103c8t6 foi escolhido por possuir duas características essenciais para o desenvolvimento do software, sendo elas NVIC que permite interrupções e o DMA que permite acesso direto da memória por periféricos assim não consumindo tempo de processamento para a leitura dos sensores; Os motores de vibração 1027 foi escolhido para o *feedback* da força que o usuário está realizando, assim resolvendo um dos maiores problemas das próteses.(Allegro MicroSystems, 2007; Handson Technology, [s.d.]; ITEad Studio, 2010; OMRON Corporation, [s.d.]; SOLON SYSTECH, 2008; STMicroelectronics, 2022; TOSHIBA, 2007)

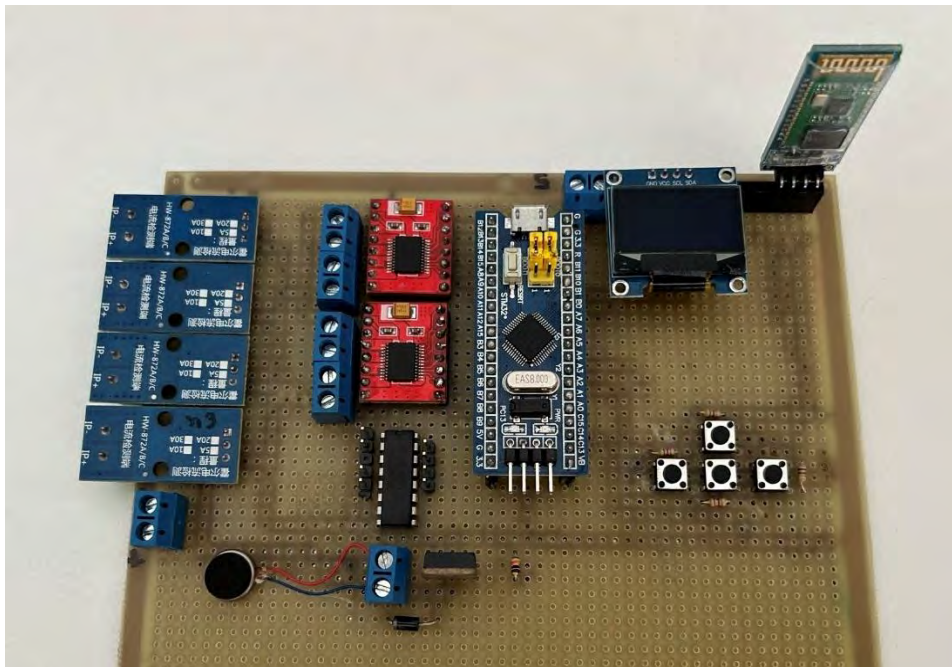
Tabela 1

	Especificações	
GA12-N20	Tensão	3 - 12 [V]
	Torque parado	16 [Kg.cm]
	Peso	10 [g]
	Dimensões	34 x 10 x 12 [mm]
	Valor médio	R\$60,00 [4 unidades]
STM32F103c8t6	Tensão	5 [V]
	Peso	50 [g]
	Dimensões	56 x 22 x 11 [mm]
	I/O max. Tensão	3,3 [V]
	Valor médio	R\$ 35,00 [unidade]
RS232 HC-05	Tensão	2,7 a 4,2 [V]
	Prot. Bluetooth	V2.0+EDR
	Peso	5 [g]
	Dimensões	27 x 13 x 2 [mm]
	Valor médio	R\$21,00 [unidade]
Tb6612fng	Tensão	4,5 – 13,5 [V]
	Corrente máx. por motor	1 [A]
	Peso	3 [g]
	Dimensões	40 x 30 x 10 [mm]
	Valor médio	R\$60,00 [2 unidades]
ACS712	Tensão	5 [V]
	Variação de tensão	185 [mV/A]
	Peso	3 [g]
	Dimensões	32 x 13 x 14 [mm]
	Valor médio	R\$60,00 [4unidade]
SSD1306	Tensão	5 [V]
	Comunicação	SDL e SDA
	Peso	8 [g]
	Dimensões	28 x 28 x 3[mm]
	Valor médio	R\$20,00
B3F-10XX	Tensão	12 [V]
	Peso	< 1 [g]
	Dimensões	6 x 5 x 6 [mm]
	Valor médio	R\$6,00 [4 unidades]
1027 motor de vibração	Tensão	5 [V]
	Peso	< 1 [g]
	Dimensões	10 x 10 x 2,7 [mm]
	Valor médio	R\$3,00

*Notas: Tabelas de módulos utilizados na construção da parte elétrica da prótese.
 Valores fornecidos pelos fabricantes.*

Figura 6

Montagem dos componentes em uma placa para teste.



Fonte: Autor

O diagrama de blocos dos sistemas demonstra quais tipo de entrada e saída serão utilizados, assim sendo possível ter uma ideia geral do sistema (Figura 7). O diagrama de sistemas foi desenvolvido utilizando uma ferramenta de extensão do *Google Drive* chamada *Diagrama.Net*.

O esquema elétrico demonstra as ligações entre os módulos e o microprocessador (Figura 8). O esquema elétrico foi feito no software EsayEDA V6.5.22.

O fluxograma de sistemas foi criado com os aspectos em mente:

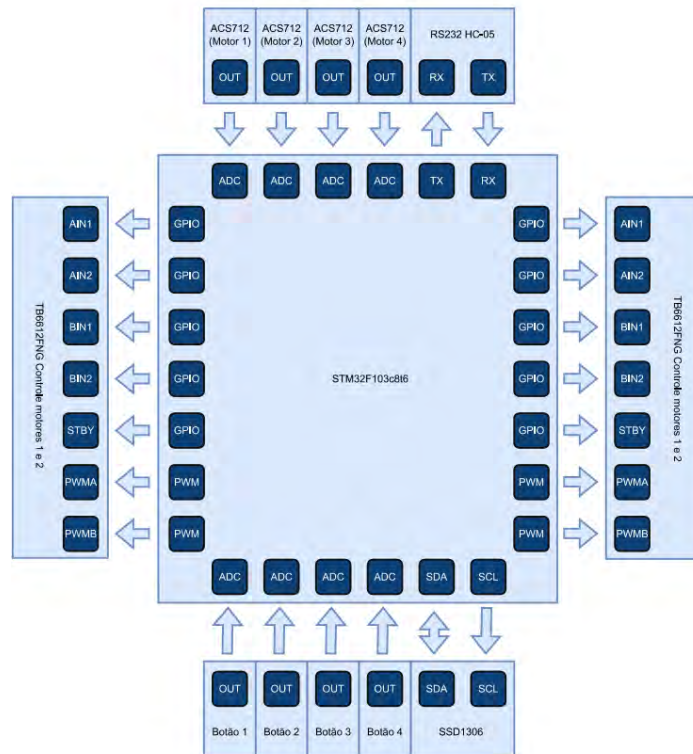
- O envio e o recebimento de sinal Bluetooth ativar uma interrupção que pode ser causada pelo recebimento da mensagem. Uma mensagem pode alterar parâmetros dentro do sistema ou controlar os atuadores.

- A leitura dos sensores será feita utilizando DMA. Este periférico consegue escrever dados diretamente na memória, assim não sendo necessário a perda de tempo do processador realizando essas leituras. Uma configuração do DMA que está sendo usado neste projeto é o acionamento de uma interrupção quando completo. Durante a interrupção de finalização do DMA, também chamada de *callback*, é o momento que as mensagens de Bluetooth são enviados para o aparelho conectada e é reiniciado o DMA para não ocorrer problemas de dessincronização entre sensores e atuadores.

- Possibilidade de controlar os atuadores através dos sensores, botões e sinal Bluetooth.

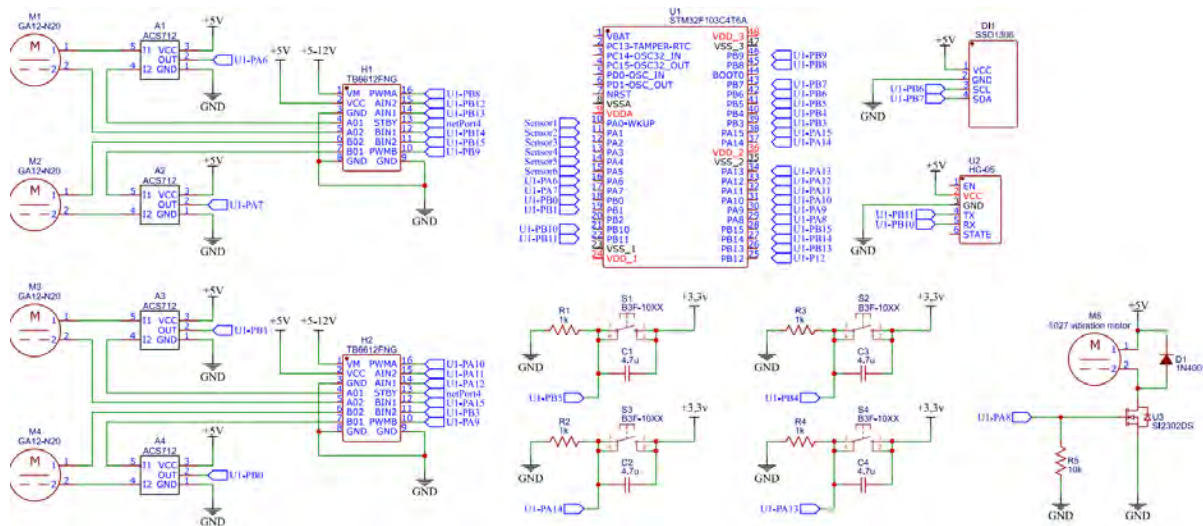
O fluxograma do funcionamento geral está demonstrado na Figura 9.

Figura 7



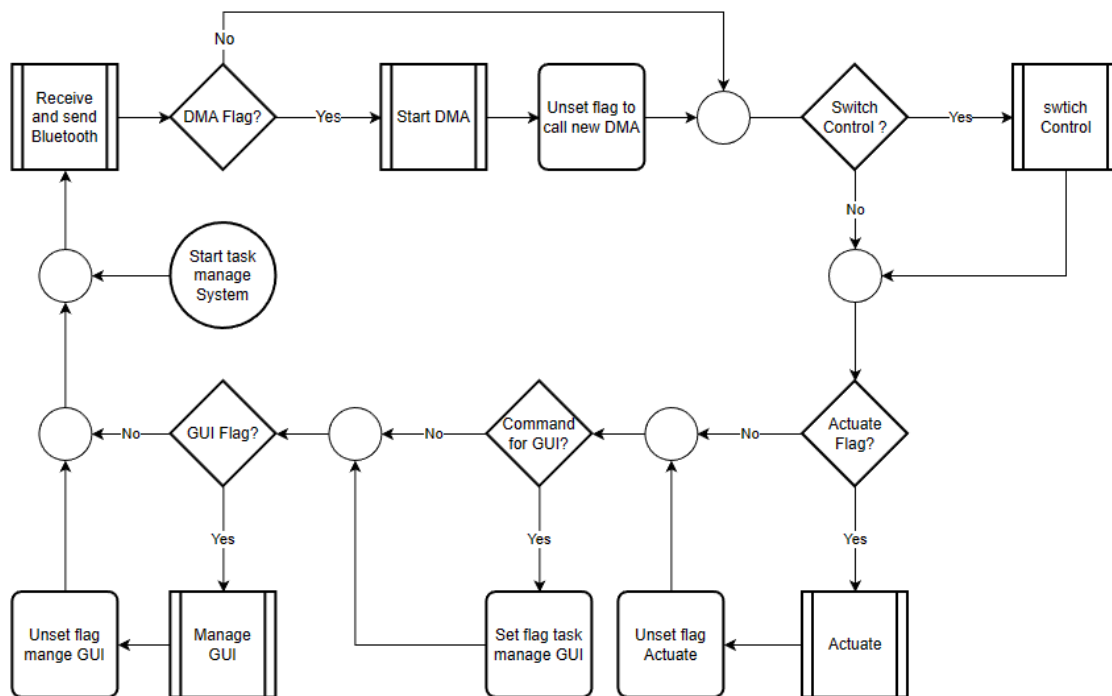
Nota: Diagrama de blocos do sistema.

Figura 8



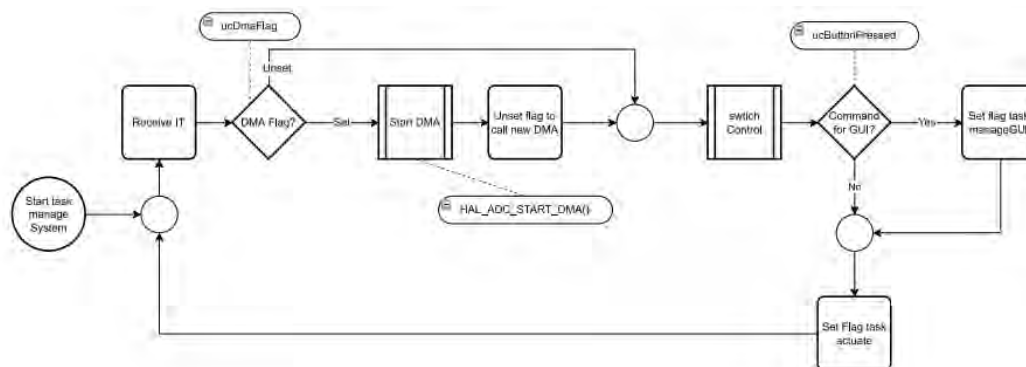
Nota: Esquema elétrico que demonstra as ligações entre a placa e seus módulos.

Figura 9



Notas: Fluxograma demonstrando funcionamento do software.

Figura 10

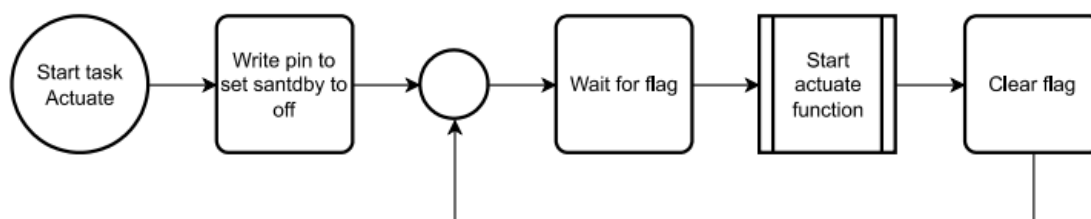


Notas: Fluxograma demonstrando funcionamento da task Mange system.

A *task manageSystem* é tarefa responsável pelo controle do sistema, sendo que: Ela inicia o DMA; troca a forma de controle dos atuadores; faz a chamada para atualização do display; ativa as *Flag* da *task* para controlar os atuadores. (Figura 10)

A *task actuate* ativa a ponte H, aguarda a chegada da *Flag* e faz a chamada da função *actuateFunction*. (Figura 11)

Figura 11



Notas: Fluxograma demonstrando funcionamento da task actuate.

A *callback* do DMA só é chamada quando o vetor do DMA está completo. Assim que a *callback* é chamada pode-se enviar um sinal bluetooth caso a *flag* responsável esteja ativa e por último, reinicia o DMA para facilitar a sincronização das leituras. **(Figura 12)**

A função *dmaToCommand* lê os valores contidos no vetor do DMA, confere se os valores estão dentro dos parâmetros, converter os valores do joystick para os valores de uma função de velocidade. **(Figura 13)**

A função *configScreen* está incumbida de atualizar o display com a tela de configuração, na tela de configuração existem duas opções: *Send data*; *Update time*. Sendo que a opção *Send data* aciona a *flag* para envio de dados Bluetooth. **(Figura 14)**

A interrupção *mangeBluetooth* envia ou recebe sinais de bluetooth. **(Figura 15)**

A máquina de estados demonstrado na **Figura 16**, exemplifica de maneira gráfica os estados de comunicação interno e externa da prótese. Dentre esses processos vale a pena se ressaltar o processo de comunicação via Bluetooth:

- Alteração de parâmetros: Existem três parâmetros que são alteráveis via Bluetooth, sendo eles: Zona morta do sensor, alterável utilizando a letra D seguida de um espaço e do novo valor (“D xxx”, onde xxx é o novo valor); Força máxima, alterável utilizando a letra F seguida de um espaço e do novo valor (“F xxx”, onde xxx é o novo valor); Velocidade máxima, alterável utilizando a letra V seguida de um espaço e do novo valor (“V xxx”, onde xxx é o novo valor).

- Teste dos atuadores: Utilizando a letra “O” é possível controlar o atuador de número um com um sinal Bluetooth, utilizasse sinais de “+” ou “-“ para controle do sentido de rotação, sendo que “+” é o sentido de rotação horário e “-“ é o sentido anti-horário, o atuador será atuado na velocidade máxima (“O+” o atuador atuara no sentido horário com a velocidade máxima). Caso seja necessário controlar outro atuador use a letra “W” para o atuador dois, “T” para o atuador três e “F” para o atuador quatro.

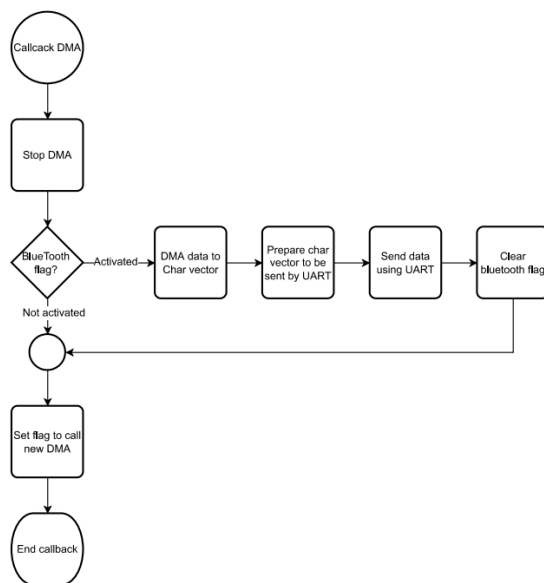
Para o controle de velocidade, foi optado por utilizado uma curva sigmoide **(Equação 1)** para o controle do valor da velocidade. Pois características da curva sigmoide é a baixa variação de velocidade com a variação dos *inputs* em seus extremos.

Equação 1

$$f(k) = \frac{-10.1}{1 + e^6} + \frac{10.1}{1 + e^{-X}}$$

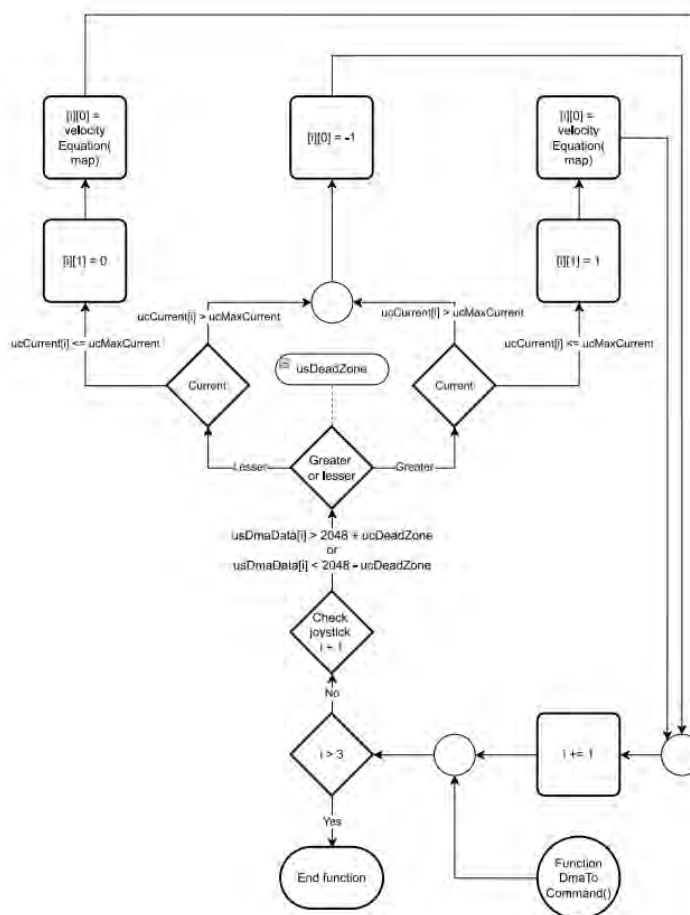
$$X = 1.089499314 \times k + 6$$

Figura 12



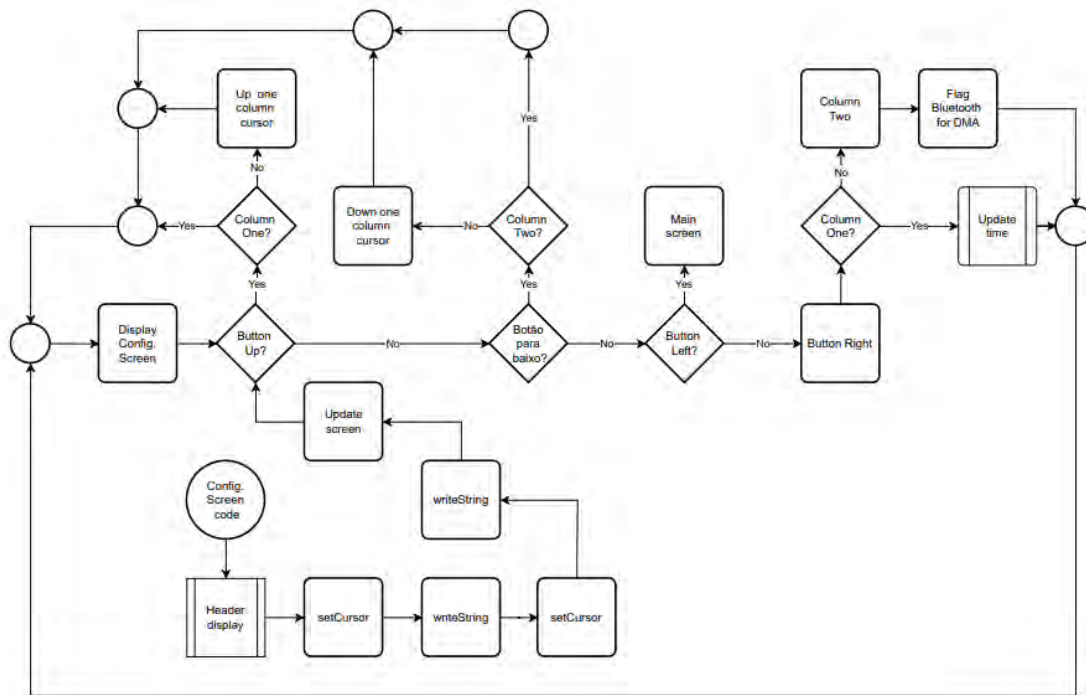
Notas: Fluxograma demonstrando funcionamento da callback do DMA.

Figura 13



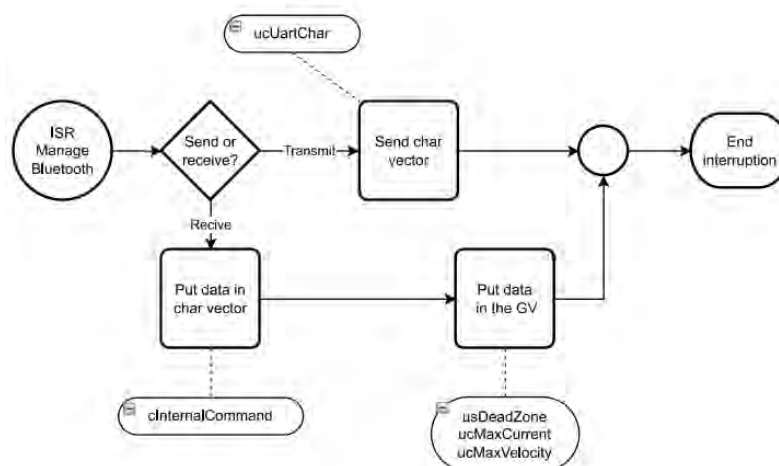
Notas: Fluxograma demonstrando funcionamento da funçãoDmaToCommand

Figura 14



Notas: Fluxograma demonstrando funcionamento da função configScreen

Figura 15



Notas: Fluxograma demonstrando funcionamento da interrupção responsável pelo envio bluetooth

Para conhecer quantos possíveis níveis de forças podem ser usados pelos softwares, foram utilizadas as informações fornecidas pelos fabricantes dos sensores ACS712 e realizado os seguintes cálculos (**Equação 2**). Assim sendo determinado que se possui 81 níveis de forças possíveis de serem controlados.

Equação 2

$$V_m = 0.185 \left[\frac{V}{A} \right] \times 0.4[A] = \pm 0,074 [V]$$

0 [A] nos sensores é igual uma saída de 2,5 [V]

A range do sensor é de -5 [A] à 5 [A], logo é de 10 [A].

A resolução do ADC é de 2^{12} [Bit].

$$R_a = \frac{10[A]}{2^{12}[bit]} = 0,00244140625 \left[\frac{A}{bit} \right]$$

$$R_v = R_a \left[\frac{A}{bit} \right] \times 0.185 \left[\frac{V}{A} \right] = 0,00045166015625 \left[\frac{V}{bit} \right]$$

$$Q = \left\lfloor \frac{V_m[V]}{R_v \left[\frac{V}{bit} \right] \times 2} \right\rfloor = 81 [bit]$$

Para o maior controle do usuário, alguns dos parâmetros responsáveis pelo controle dos atuadores podem ser editados utilizados Bluetooth, como já explicado anteriormente, ou a interface dos botões com o display. Estes parâmetros controlam: Zona morta dos sensores, valores que os sensores ainda consideram zero para o movimento dos atuadores; A força máxima que o motor pode fazer, para o controle desse parâmetro é utilizado a corrente passando pelos sensores ACS712; A velocidade máxima dos atuadores, este parâmetro controla a frequência do PWM enviado para as pontes H.

O software foi escrito na linguagem C# utilizando o compilador STM32CubeIDE V1.10.1, a contribuição de códigos para o display SSD1306 foram de: Olivier Van Den Eede (4ilo) escritas em 2016 e com revisões feitas por Aleksander Alekseev (afiskon) em 2018.(Eede & Alekseev, 2016)

2.4 Resultados

O software e a eletrônica foram testados utilizando uma bateria de 5 V para a alimentação da eletrônica e uma bateria de 9v para a alimentação dos motores. A eletrônica se comportou de maneira esperada e adequada, sem demonstrara interferências os comportamentos inesperados. Foram realizados 50 testes completos do software sendo que 3 desses testes apresentou um problema no envio de sinais Bluetooth e 4 apresentaram problemas no recebimento de sinais Bluetooth.

2.5 Discussão

A possível causa dos problemas de envio e recebimentos de dados é que tanto a *callback* do DMA e o envio e recebimento de sinais Bluetooth funcionam a base de interrupções e a prioridade da interrupção da *callback* do DMA é maior. Assim ocasionando a falha quando a *callback* do DMA é chamada durante o envio ou recebimento de dados Bluetooth. Uma

possível solução para o problema encontrado seria o aumento da prioridade da interrupção envio e recebimento dados via Bluetooth. Porém isto poderia causar problemas com as leituras dos sensores. Uma solução parcial para os problemas seria o envio de dados somente durante a *callback* do *DMA* assim sanando o problema de envio de dados.

Uma possível melhoria seria a utilização de um sensor, para cada atuador ou um para todos atuadores, para o controle de força da prótese. Utilizando outra curva sigmoide seria possível fornecer ao usuário um controle mais fino da força sendo aplicado.

3. Conclusões

Esta eletrônica apresenta diversas vantagens quando comparada a outras próteses, sendo notáveis o tamanho reduzido dos componentes, o valor economicamente mais acessível desses componentes, a capacidade de operar em baixa tensão, a habilidade de controlar a força máxima aplicada, fornecer *feedback* quanto à força exercida ao usuário, a viabilidade de estabelecer comunicação Bluetooth com outros dispositivos para a configuração dos parâmetros, além de contar com uma interface gráfica. Contudo, é importante mencionar algumas desvantagens, tais como: A falta de controle exato do posicionamento do dedo para o *feedback* e calibração do software, assim sendo necessário trabalhar com velocidade menores dos atuadores; A forma de *feedback* para o usuário, ainda se encontra rudimentar e pode ser refinada.

Apesar das desvantagens mencionadas, é relevante destacar que os resultados obtidos tanto no desenvolvimento do software quanto na implementação da eletrônica foram satisfatórios. Tal fato é justificado pela substancial redução de custos alcançada, assim como pela proposição de soluções eficazes tanto para a questão do controle de força quanto para aprimorar o sistema de *feedback* do usuário.

4. Referências

- Allegro Microsystems, Inc. (2007). *ACS712*.
- Boostani, R., & Moradi, M. H. (2003). Evaluation of the forearm EMG signal features for the control of a prosthetic hand. *Physiological Measurement*, 24(2), 309–319. <https://doi.org/10.1088/0967-3334/24/2/307>
- CAETANO, E. B., CAETANO, M. F., FREGONA, L. R., NERI, I. D. D. O., NUNES, R. P. D. S., & CAMPOS, D. L. P. (2005). VARIAÇÕES DO NERVO MEDIANO NO TÚNEL DO CARPO. *Revista Brasileira Ortopedia*.
- Clement, R. G. E., Bugler, K. E., & Oliver, C. W. (2011). Bionic prosthetic hands: A review of present technology and future aspirations. *The Surgeon*, 9(6), 336–340. <https://doi.org/10.1016/j.surge.2011.06.001>
- Eede, O. van den, & Alekseev, A. (2016). *STM32 SSD1306*.
- Erwin, Jace, & Varacalla, M. (2022, setembro 5). *Anatomy, Shoulder and Upper Limb, Wrist Joint*. Europe PMC.
- Ghazali, R., Saad, M. Z., Hussien, S. Y. S., Jali, M. H., Zohedi, F. N., & Izzuddin, T. A. (2017). Intelligent Controller Design for Multifunctional Prosthetics Hand. *International Journal of Mechanical Engineering and Robotics Research*, 6(6), 495–501. <https://doi.org/10.18178/ijmerr.6.6.495-501>
- Handson Technology. ([s.d.]). *G12-N20 Geared Mini DC Motor*.
- ITeAd Studio. (2010, junho 18). *HC-05*.

- Jones, J. W., Gruber, S. A., Barker, J. H., & Breidenbach, W. C. (2000). Successful Hand Transplantation — One-Year Follow-up. *New England Journal of Medicine*, 343(7), 468–473. <https://doi.org/10.1056/NEJM200008173430704>
- Kleer, R., & Piller, F. T. (2019). Local manufacturing and structural shifts in competition: Market dynamics of additive manufacturing. *International Journal of Production Economics*, 216, 23–34. <https://doi.org/10.1016/J.IJPE.2019.04.019>
- Lan, N., Hao, M., Niu, C. M., Cui, H., Wang, Y., Zhang, T., Fang, P., & Chou, C. (2021). Next-Generation Prosthetic Hand: from Biomimetic to Biorealistic. *Research*, 2021. <https://doi.org/10.34133/2021/4675326>
- Maat, B., Smit, G., Plettenburg, D., & Breedveld, P. (2018). Passive prosthetic hands and tools. *Prosthetics & Orthotics International*, 42(1), 66–74. <https://doi.org/10.1177/0309364617691622>
- Mills, K. R. (2005). The basics of electromyography. *Journal of Neurology, Neurosurgery & Psychiatry*, 76(suppl_2), ii32–ii35. <https://doi.org/10.1136/jnnp.2005.069211>
- Oliveira, B. R. de, Maia, B. A., Ferreira Neto, G., & Stoppa, M. H. (2017). Modelo de dispositivo para reabilitação de dedos da mão. Em *Tecnologias em pesquisa: engenharias* (p. 379–394). Editora Blucher. <https://doi.org/10.5151/9788580392234-25>
- Omarkulov, N., Telegenov, K., Zeinullin, M., Tursynbek, I., & Shintemirov, A. (2016). Preliminary mechanical design of NU-Wrist: A 3-DOF self-aligning Wrist rehabilitation robot. *2016 6th IEEE International Conference on Biomedical Robotics and Biomechatronics (BioRob)*, 962–967. <https://doi.org/10.1109/BIOROB.2016.7523753>
- OMRON Corporation. ([s.d.]). *Tactile Switch B3F*.
- SOLON SYSTECH. (2008, abril). *SSD1306*.
- STMicroelectronics. (2022, março). *STM32F103x8, STM32F103xB*. DS5319 Rev 18.
- TOSHIBA. (2007, junho 30). *TB6612FNG*.
- Ziegler-Graham, K., MacKenzie, E. J., Ephraim, P. L., Trivison, T. G., & Brookmeyer, R. (2008). Estimating the Prevalence of Limb Loss in the United States: 2005 to 2050. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 89(3), 422–429. <https://doi.org/10.1016/j.apmr.2007.11.005>

INTERVENÇÃO PSICOMOTORA POR MEIO DE JOGOS SÉRIOS EM CRIANÇAS E ADOLESCENTES COM SÍNDROME DE DOWN UTILIZANDO ROBÔ TERAPÊUTICO

Sheila Schreider, Éberte Freitas, João Panceri, Eliete Caldeira, Teodiano Bastos

Universidade Federal do Espírito Santo, Brasil. E-mail: sheiladaluz@gmail.com

Resumo: A Síndrome de Down (SD) é a alteração genética mais comum nos seres humanos, caracterizada por um desequilíbrio na constituição cromossômica, apresentando um cromossomo 21 extra. Por outro lado, os robôs terapêuticos contam com ferramentas que estimulam habilidades cognitivas, físicas e sociais, e que visam melhorar a qualidade de vida de crianças com algum tipo de deficiência. Neste trabalho, o robô MARIA T-21, cujo nome é um acrônimo para "Mobile Autonomous Robot for Interaction with Autistics and Trisomy 21", foi utilizado para a interação e aplicação de jogos sérios em um grupo de quatro crianças com o diagnóstico clínico de SD, com idade entre cinco e quinze anos, assistidas pela Associação de Pais e Amigos dos Excepcionais (APAE) de Vitória-ES. A utilização do robô e dos jogos sérios mostrou-se uma importante ferramenta terapêutica, proporcionando atividades lúdicas e aumentando o engajamento das crianças, o que foi confirmado através da avaliação do perfil psicomotor utilizando a Bateria Psicomotora de Fonseca, havendo sido confirmada uma diferença estatisticamente significativa antes e após a intervenção psicomotora.

Palavras chave: Síndrome de Down, Propriocepção, Jogos Sérios, Robótica Assistiva.

Abstract: Down Syndrome (DS) is the most common genetic alteration in humans, characterized by an imbalance in the chromosomal constitution, with an extra chromosome 21. On the other hand, therapeutic robots have tools that stimulate cognitive, physical, and social skills, aiming to improve the quality of life of children with disability. In this work, the robot MARIA T-21, whose name is an acronym for "Mobile Autonomous Robot for Interaction with Autistics and Trisomy 21", was used for the interaction and application of serious games in a group of four children with the clinical diagnosis of DS, aged between five and fifteen years, assisted by the Association of Parents and Friends of the Exceptional (APAE) from Vitoria, Brazil. The use of the robot and serious games demonstrated to be an important therapeutic tool, providing recreational activities and increasing the children's engagement, which was confirmed through the psychomotor profile, using the Psychomotor Battery of Fonseca, confirming that there was a statistically significant difference before and after the psychomotor intervention.

Keywords: Down Syndrome, Proprioception, Serious Games, Assistive Robotics.

1. Introdução

A Síndrome de Down (SD) é a alteração genética mais comum nos seres humanos, caracterizada por um desequilíbrio na constituição cromossômica, apresentando um cromossomo 21 extra, por trissomia simples, por translocação ou ainda, por mosaïcismo [11]. Em relação aos aspectos motores, a hipotonia é uma das características típicas de indivíduos com SD [13], afetando as estruturas liga-

mentares [3], e gerando interferência no controle postural [4].

A robótica assistiva é uma área que tem sido cada vez mais explorada e que se expande às novas áreas de atuação, apresentando um aspecto multidisciplinar [1]. A incorporação de robôs em terapias que visam melhorar a qualidade de vida de crianças com algum tipo de deficiência, física ou intelectual, demonstra que a robótica assumiu uma posição de destaque na vida contemporânea. Estes robôs contam com ferramentas que estimulam habilidades sociais, cognitivas e físicas, apresentando capacidade de promover melhora nos aspectos comportamentais e físicos dessas crianças [12].

Os robôs assistivos podem conter câmeras, sensores e mecanismos que lhes conferem sensibilidade, mobilidade e autonomia, o que proporciona a utilização desses robôs como ferramenta de monitoramento de elementos tais como níveis de contato visual, toque físico, atenção compartilhada, emoções e sinais vitais. De acordo com o tipo de terapia escolhida pelo terapeuta, o robô pode atuar como um brinquedo (papel de mediador dos comportamentos propostos pelo terapeuta), como um “professor” (papel de autoridade) ou como uma “interface”, a qual permite ao terapeuta se expressar através do robô, se comunicando de forma verbal ou por meio de emoções simuladas e, assim, realizar atividades com a criança por meio do robô [8].

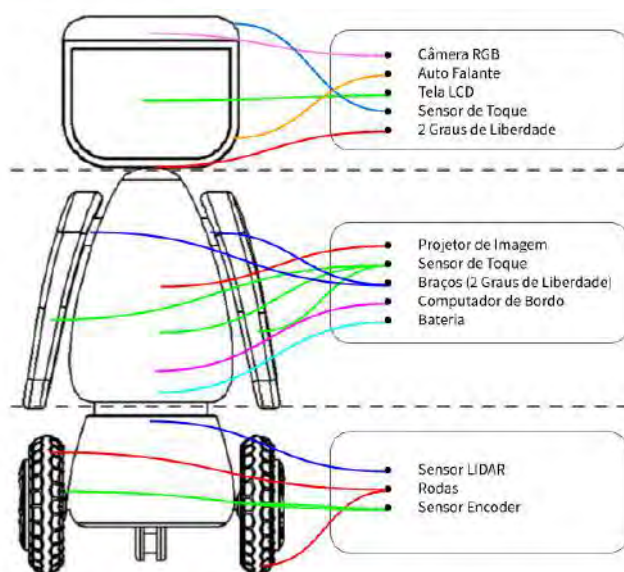
Outra vertente da tecnologia assistiva é a gameterapia, que proporciona uma terapia lúdica e o aprimoramento de habilidades cognitivas, motoras e emocionais [9]. Para o desenvolvimento da terapia utilizando ambientes virtuais é necessária uma cuidadosa análise para integrar os objetivos terapêuticos aos recursos tecnológicos, exigindo estudos com interação multidisciplinar. Dentro dessa temática, os jogos sérios, que são jogos com o objetivo de transmitir um conteúdo educacional ou de treinamento, podem ajudar o usuário na execução correta de movimentos através da estimulação de elementos interativos de jogos digitais. Com esses jogos podem-se gerar habilidades motoras e espaciais ao usuário, oferecendo também um amplo escopo de possível assistência à saúde [2, 6]. Neste trabalho foi utilizado o robô MARIA T-21 [10], mostrado na Figura 1, que tem como função realizar interação e aplicação de jogos sérios em crianças com SD. O robô conta com uma câmera RGB, uma tela de 10 polegadas em sua cabeça, alto-falantes para comunicação sonora com a criança e um projetor de vídeo na região correspondente ao abdome, o qual é utilizado para a projeção dos jogos sérios, no chão ou em uma mesa.

O objetivo deste trabalho foi verificar o efeito de um protocolo terapêutico de jogos sérios, realizados por meio do robô MARIA T-21, sobre o perfil psicomotor de crianças com SD, assistidos pela APAE de Vitória–ES. Esta pesquisa foi autorizada pelo Conselho de Ética da UFES (número 1.121.638), de modo a verificar a eficiência do sistema desenvolvido.

2. Método

A amostra foi composta por um grupo de 4 crianças com SD, que realizaram 10 sessões com o robô MARIA T-21. Como critério de inclusão no estudo, as crianças deveriam ter idade entre 5 e 15 anos, diagnóstico clínico de SD, compreender os comandos verbais e/ou visuais dirigidos a elas, e ter autorização dos pais e/ou responsáveis para participar do estudo por meio da assinatura do Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (TCLE). Como critério de exclusão, as crianças não poderiam apresentar patologia osteomioarticular e/ou imobilidade de membros. É importante salientar que nenhuma das crianças ou adolescentes estava em tratamento fisioterapêutico ou terapia psicomotora, apesar de estes não serem critérios de exclusão da amostra.

No protocolo proposto, foi realizada na primeira e na última sessão uma anamnese com os pais e/ou responsáveis das crianças. Além disso, cada criança foi submetida a uma avaliação psicomotora, realizada pela fisioterapeuta (primeira autora), por meio do instrumento Bateria Psicomotora de Fonseca [5], que consiste em uma série de testes de observação estruturada de componentes do



(a) Esquemático descritivo do robô.



(b) Interação criança-robô.

Figura 1: Robô MARIA T-21 desenvolvido na UFES.

comportamento psicomotor infantil, divididos em sete fatores psicomotores: tonicidade, equilíbrio, lateralização, noção corporal, estruturação espaço-temporal, praxia global e praxia fina, na primeira e na última sessão. A frequência das sessões de interação com o robô MARIA T-21 foi de duas sessões semanais. Cada sessão teve a duração de 50 minutos, onde a criança foi assistida e recebeu os comandos verbais todo o tempo pela fisioterapeuta, além do reforço positivo dado pelo robô por meio de falas e expressões faciais, para ajudar a criança a manter o foco na atividade, orientando na realização do jogo e incentivando a persistir nas diversas fases apesar de eventuais erros. Neste protocolo foram utilizados três jogos sérios e duas atividades terapêuticas, de forma a estimular o equilíbrio postural, a propriocepção e a coordenação motora. O tempo de aplicação para cada um dos jogos e cada uma das atividades foi de 10 minutos.

2.1 Atividades e Jogos

1. A atividade de aquecimento com a projeção das imagens de um vídeo contendo dois personagens infantis realizando exercícios de aquecimento, onde a criança deve então realizar a sequência de exercícios exibida no vídeo simultaneamente aos personagens (Figura 2(d)).
2. Jogo Sequência Sonora: o jogo conta com a projeção da imagem de quatro figuras quadradas em uma mesa com cores diferentes. Há emissão sonora de uma nota musical e simultaneamente, a imagem de um dos quadrados pisca (aumenta o brilho). A criança deve então tocar com uma das mãos no quadrado que piscou e retornar à posição inicial. À medida que a criança vence a fase, na próxima é acrescentada uma nota musical e um piscar de um dos quadrados (Figura 2(b)).
3. Jogo da Arara: o jogo conta com a projeção no chão da imagem de um vale arborizado, de uma arara (avatar) e de um ninho contendo quatro filhotes de arara. O objetivo do jogo é pegar maçãs nas copas das árvores vermelhas, para alimentar os filhotes da arara. Para alcançar o objetivo do jogo é necessário que a criança realize uma leve inclinação anterior do tronco para

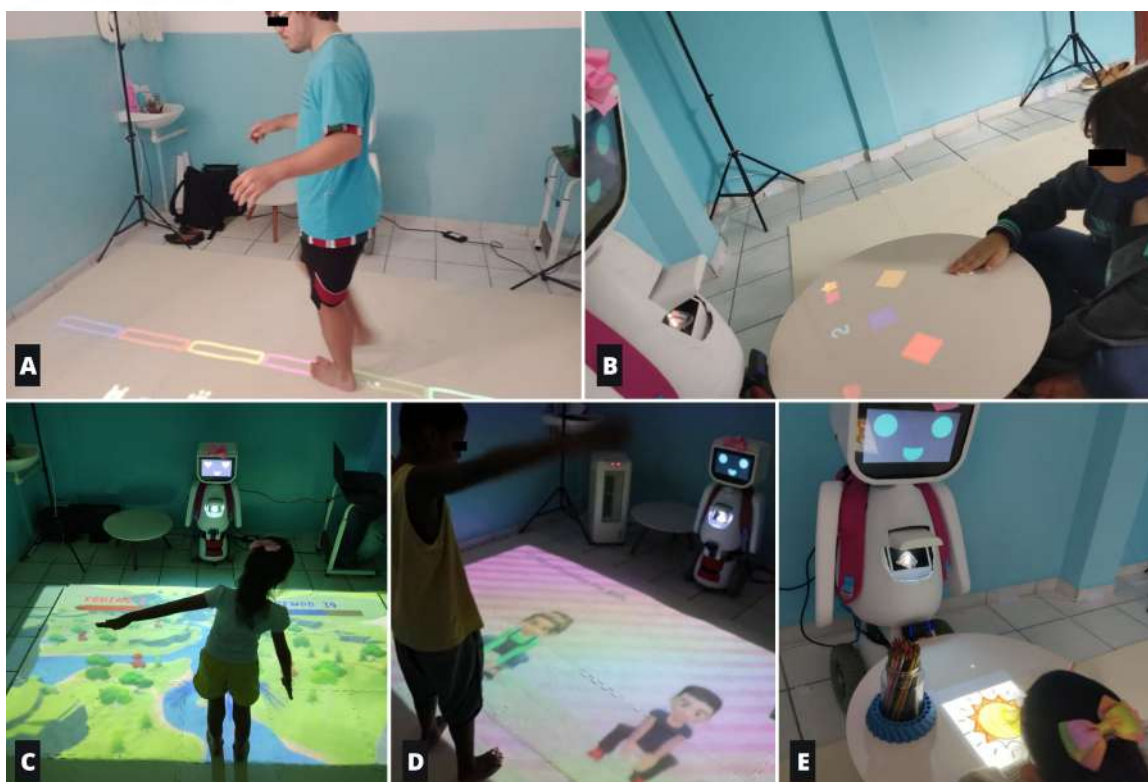


Figura 2: Jogos desenvolvidos. (A) Jogo Cross Kids, (B) Jogo Sequência Sonora, (C) Jogo da Arara, (D) Atividade de Aquecimento, (E) Desenhe comigo.

“voar” e, realize os movimentos de inclinação lateral do tronco para mudar a direção do voo (Figura 2(c)).

4. Jogo Cross Kids: o jogo conta com a projeção no chão de imagens de atividades que compõem um circuito de treinamento de equilíbrio postural e propriocepção, composto por atividades de salto, corrida e caminhar em linha reta com um pé justaposto ao outro (Figura 2(a)).
5. Desenhe comigo: esta atividade conta com a projeção de um desenho em uma mesa. O terapeuta então dá à criança papel e lápis e pede para que a criança reproduza a imagem projetada na folha, seguindo os traços do desenho utilizando o lápis (Figura 2(e)).

3. Resultados

A interação das crianças com o robô MARIA T-21 e os jogos sérios foi bastante satisfatória, uma vez que as crianças se mostraram muito receptivas e entusiasmadas. Os dados foram submetidos a procedimentos de análise estatística pelo software Microsoft Excel 2010. Para a estatística descritiva, foi utilizada a média. Na comparação das variáveis, utilizou-se o teste “t” pareado, no nível de $p \leq 0,05$ de significância. Na avaliação do perfil psicomotor com a Bateria Psicomotora de Fonseca, houve diferença estatisticamente significativa antes e após a intervenção psicomotora, apresentando pontuação de 16,0 pontos na avaliação inicial e 21,50 pontos na avaliação final no grupo de crianças participantes, conforme a Tabela 1.

Foi observado que todas as crianças participantes deste trabalho apresentaram ganho em relação ao tempo de sustentação das posturas avaliadas e, em relação às tarefas solicitadas, ainda que não tenham realizado da forma ideal, realizaram de forma mais coordenada e controlada. Vale ressaltar que os

pais/responsáveis das quatro crianças participantes deste trabalho relataram ao final da aplicação do protocolo que seus filhos se mostravam entusiasmados e disciplinados em relação aos dias e horários das sessões com o robô MARIA T-21 e os jogos sérios e expressaram a vontade de que a aplicação das sessões continuasse.

Tabela 1: Resultado da aplicação da Bateria Psicomotora de Fonseca.

Criança	Sexo	Idade (anos)	Perfil Psicomotor (Inicial)	Perfil Psicomotor (Final)
Criança A	Feminino	15	16	21
Criança B	Masculino	18	17	22
Criança C	Feminino	16	19	24
Criança D	Feminino	5	12	19
Média do Grupo	–	13,5	16	21,5
Teste “t” Pareado			$p=0,00080 (p \leq 0,05)$	

4. Discussão

Ángel et al.[14] realizaram um estudo com 85 crianças e adolescentes com SD que apresentavam alteração da coordenação motora global. Por 22 semanas foi aplicado um programa de jogos tradicionais equatorianos que incluíam entre outras atividades, saltos e corridas, com o objetivo de realizar a estimulação motora nessas crianças. Foi observado que a aplicação dos jogos proporcionou benefícios para estimulação das habilidades motoras e intelectuais nas crianças participantes do trabalho. Neste trabalho utilizamos um protocolo de jogos sérios também com o objetivo de estimular as habilidades motoras das crianças participantes, que resultou no aumento da média da pontuação do perfil psicomotor das crianças participantes após a aplicação do protocolo proposto. Adicionalmente, esses jogos foram projetados pelo robô MARIA T-21, que se mostrou uma ferramenta lúdica e de incentivo ao comprometimento com a terapia, de acordo com o relato de todos os pais e/ou responsáveis das crianças participantes deste trabalho.

Por outro lado, um grupo de alunos de uma escola pública do Paraná (Brasil) desenvolveu um robô denominado Bobô para atender às necessidades de uma aluna com SD, com idade de 7 anos, que tem disfunção miccional. O robô se move pela escola com facilidade, seguindo um caminho programado, que vai da sala de aula para o banheiro, auxiliando a menina a ter mais autonomia [7]. Ao aprimorar o perfil psicomotor das crianças participantes desse trabalho, buscamos também melhorar o seu desempenho nas atividades de vida diária. Como trabalho futuro, a equipe de pesquisa desenvolverá jogos sérios e atividades para o treino de atividades de vida diária.

5. Conclusões

A utilização do robô MARIA T-21 e dos jogos sérios se mostrou uma importante ferramenta terapêutica para crianças com SD, proporcionando uma terapia lúdica e estimulando uma maior adesão nas terapias por parte das crianças. O protocolo de intervenção psicomotora proposto apresentou efeito na melhora da pontuação do perfil psicomotor dessas crianças, com diferença estatisticamente significativa antes e após intervenção psicomotora no grupo estudado.

6. Agradecimentos

Este estudo é financiado pela Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior – CAPES, processo nº 88887.480735/2020-00

7. Referências

- [1] P. M. S. Bastos. Robótica de assistência e seus aspectos humanitários. *Minas Gerais*, 2014.
- [2] Sara Bernardini, Kaśka Porayska-Pomsta, and Tim J Smith. Echoes: An intelligent serious game for fostering social communication in children with autism. *Information Sciences*, 264:41–60, 2014.
- [3] A. C. Coppede, A. C. de Campos, D .C. C. Santos, and N. A. C. F. Rocha. Desempenho motor fino e funcionalidade em crianças com síndrome de down. *Fisioterapia e Pesquisa*, 19:363–368, 2012.
- [4] A. Bernardes de Souza, S. M. Blascovi-Assis, and R. Cymrot L. K. Rezende. Caracterização do desempenho funcional de indivíduos com síndrome de down. *Rev Ter Ocup Univ São Paulo*, 26(1):102–8, 2015.
- [5] V. Fonseca. *Manual de observação psicomotora: significação psiconeurológica dos fatores psicomotores*. Wak, 2019.
- [6] Stephanie Glegg. Virtual rehabilitation with children: challenges for clinical adoption [from the field]. *IEEE pulse*, 8(6):3–5, 2017.
- [7] K. Brembatti. Conheça o Bobô, o robô-anjo que dá uma aula de inclusão e solidariedade, 2016.
- [8] Elizabeth S Kim, Lauren D Berkovits, Emily P Bernier, Dan Leyzberg, Frederick Shic, Rhea Paul, and Brian Scassellati. Social robots as embedded reinforcers of social behavior in children with autism. *Journal of autism and developmental disorders*, 43:1038–1049, 2013.
- [9] K. E. Laver, S. George, S. Thomas, J. E. Deutsch, and M. Crotty. Virtual reality for stroke rehabilitation. *Cochrane database of systematic reviews*, (11), 2017.
- [10] J. A. C. Panceri, E. Freitas, J.C. de Souza, S. L. Schreider, E. Caldeira, and T. F. Bastos. A new socially assistive robot with integrated serious games for therapies with children with autism spectrum disorder and down syndrome: A pilot study. *Sensors*, 21(24):8414, 2021.
- [11] J. S. Schwartzman. *Síndrome de Down*. Memnon, 1999.
- [12] Adriana Tapus, Mataric Maja, and Brian Scassellati. The grand challenges in socially assistive robotics. *IEEE Robotics and Automation Magazine*, 14(1):N–A, 2007.
- [13] L. F. Teixeira, S. J. Olney, and B. Brouwer. Mecanismos e medidas de espasticidade. *Fisioterapia e Pesquisa*, 5(1):4–19, 1998.
- [14] A. S. Ángel, M. S. Torres, A. Guevara, P. del Roció, L. E. N. Franco, V. A. M. Quisintuña, and E. R. Frómata. Jogos tradicionais como estimulador motriz em niÑos con síndrome de down. *Revista Cubana de Investigaciones Biomédicas*, 36(3), 2019.

DESENVOLVIMENTO DE UM APLICATIVO DESKTOP PARA ANÁLISE DE DADOS PROVENIENTES DE DUAS OU MAIS PLATAFORMAS DE FORÇA: ESTUDO DE CASO DA APLICAÇÃO NO PROJETO RODAR SEM LIMITES.

Igor da Silveira Carvalho

Instituto Nacional de Tecnologia, Brasil, igor.silveira@int.gov.br.

Vinícios Souza Guilherme

Instituto Nacional de Tecnologia, Brasil, vinicios.souza@int.gov.br.

Eduardo Carpinelli dos Santos

Instituto Nacional de Tecnologia, Brasil, eduardo.carpinelli@int.gov.br.

Saul Eliahú Mizrahi

Instituto Nacional de Tecnologia, Brasil, saul.mizrahi@int.gov.br.

Carla Patrícia Guimarães

Instituto Nacional de Tecnologia, Brasil, carla.guimaraes@int.gov.br.

Resumo: O objetivo deste estudo é apresentar o desenvolvimento de um aplicativo desktop para processar dados cinéticos provenientes de plataformas de força configuradas em diferentes layouts. Para aquisição dos dados cinéticos, foram utilizadas plataformas de força AMTI. Os dados obtidos por meio de 3 plataformas de força foram processados utilizando a linguagem Python. Foi desenvolvido um aplicativo com uma interface de uso amigável por meio da linguagem Python. O processamento do sinal mostrou-se eficaz possibilitando a utilização no desenvolvimento do Projeto Rodar sem limites.

Palavras-chave: Desenvolvimento de aplicativo; Plataforma de força; Centro de pressão; Python.

Abstract: The aim of this study is to present a desktop application development to process kinetic data from force plates in different layouts. For kinetic data acquisition, an AMTI force plates were used. Data obtained through 3 force plates were processed using Python. A user-friendly interface was developed using Python. The signal processing is effective, enabling its use in the development of the Rodar Sem Limites project.

Keywords: App development; Force plate, Center of pressure; Python.

1.0 - Introdução

De acordo com a Organização Mundial da Saúde (OMS, 2011), aproximadamente 65 milhões de pessoas no mundo necessitam do auxílio de cadeira de rodas para se locomover. No Brasil, 23,9% %, algo em torno de 45 milhões de pessoas da população, apresenta algum grau de deficiência. (IBGE, 2000) A redução dos agravos, bem como a manutenção da saúde podem ser otimizados com a prática regular de atividade física possibilitada por meio da mobilidade ativa. No que diz respeito à promoção da saúde, a adoção de hábitos que combatam o sedentarismo e seus efeitos colaterais como a obesidade e o aumento da pressão arterial exerce influência na qualidade de vida e saúde do indivíduo (GUISELINI, 2004).

Nesta perspectiva, o projeto Rodar sem Limites, que se encontra em fase de desenvolvimento, no Laboratório de Tecnologia Assistiva e Inclusão (LATAI) do Instituto Nacional de Tecnologia (INT), em parceria com a prefeitura de Maricá, RJ e fomento da Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado do Rio de Janeiro (FAPERJ), propôs o desenvolvimento de um dispositivo mecânico, composto por um extensor a ser acoplado em cadeira de rodas manuais permitindo pessoas com deficiência a prática de atividade física e mobilidade ativa. Este dispositivo mecânico, cadeira de rodas/extensor, apresenta 3 pontos de apoio no solo.

No que diz respeito às análises dinâmicas e estáticas pertinentes ao estudo do sistema cadeira/extensor, pretende-se usar plataformas de força, equipamento utilizado na mensuração das forças de reação do solo, localização do centro de pressão e centro de massa (SIMPSON et al., 2018; LALUMIERE et al., 2018).

Sendo assim, o objetivo deste estudo é apresentar o desenvolvimento de um aplicativo desktop para processar dados cinéticos provenientes de plataformas de força configuradas em diferentes layouts.

2.0 – Desenvolvimento

Dentre as características importantes a serem estudadas no sistema cadeira de rodas e dispositivo proposto, estão as questões da manutenção da estabilidade e segurança do sistema, em diferentes situações de acoplamento e uso. A obtenção de dados de características biomecânicas cinéticas, relativos à localização do Centro de Pressão (COP) encontra dificuldade de operacionalização técnica, quando se faz necessário a mensuração

com mais de duas plataformas em diferentes layouts, em especial um que acomode três pontos de apoios.

Não existem softwares específicos para obtenção dos dados biomecânicos direcionados. Faz-se necessário uma programação específica e customizada em alguma linguagem computacional. O desenvolvimento de um software, que facilite o processamento das variáveis cinéticas customizadas para diferentes layouts de plataformas de força, tornaria mais eficiente sua aplicação em diferentes análises de usabilidade.

2.1 – Método

Para aquisição dos dados cinéticos, foram utilizadas 3 plataformas de força AMTI, modelo HPS464508. (Watertown, MA). O sinal foi capturado por meio do software NETforce, com uma frequência de amostragem de 1000 HZ. O sinal foi filtrado com um filtro Butterworth passa-baixa de 4ª ordem, com frequência de corte de 10 Hz. O offset do centro geométrico das plataformas utilizadas é igual a zero.

Os dados obtidos por meio das plataformas de força foram processados utilizando a linguagem Python, para tal operacionalização, foi utilizada a bibliotecas de análise e visualização de dados; processamento de sinais e de criação de interface gráfica.

Considerando as características do sistema mecânico constituído por extensor/cadeira de rodas, foi utilizado um layout composto por 3 plataformas de força. (Figura 1).

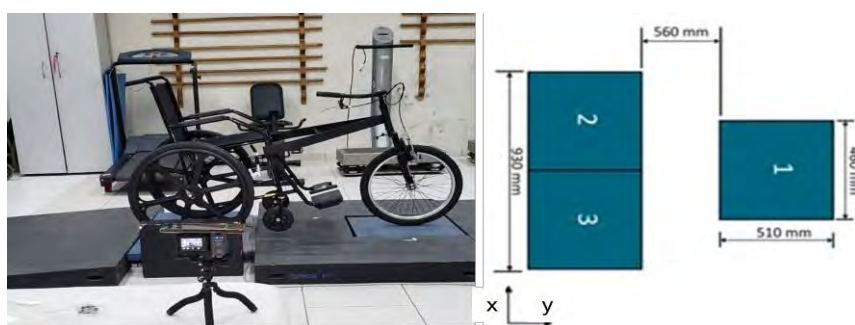


Figura 1: Cadeira de rodas/extensor e layout das 3 plataformas de força.

Para a coleta de dados, um sistema mecânico constituído por cadeira/extensor com massa total de 21 Kg, foi posicionado sobre as plataformas de força (Figura 1) com a seguinte configuração: a roda dianteira sobre a Plataforma de força 1, a roda direita sobre a plataforma 2, a roda esquerda sobre a plataforma 3. Após a aquisição do sinal proveniente

de cada uma das plataformas de força, foi calculado o Centro de Pressão (COP). Para o cálculo foram usadas as fórmulas, a saber:

$$x = \frac{-M_y g_y + F_x Z}{F_z}$$

$$y = \frac{M_x g_x - F_y Z}{F_z}$$

Onde, (F_x, F_y, F_z) são componentes da Força de Reação do Solo (FRS); ($x, y, 0$) são coordenadas do COP; M é o momento de força em cada eixo; g_x, g_y , são fatores escalares que convertem o momento flexor de voltagem para Newton-metro (ROBERTONS et al., 2013).

Após a identificação do COP para cada uma das 3 plataformas de força, identificamos o COP resultante (COP_r). Para tal, o ambiente espacial de obtenção dos dados foi transformado em um sistema de coordenadas (x, y), que para fim de cálculo, os valores das posições “ x ” e “ y ” foram acrescido dos valores relativos à posição de cada plataforma de força. O COP_r consiste na do centro de pressão do sistema cadeira de rodas/extensor. Para calcular a posição do COP_r foi utilizada a estratégia para localizar a posição do centro de massa de um sistema multissegmentar proposto por Winter (2009). Considerando que o sistema cadeira de rodas/extensor não está em movimento e F_z , é o produto da massa e a aceleração da gravidade, adaptamos a equação, substituindo a magnitude da massa por F_z . Assim para o COP_r (COP_x, COP_y) foi calculado por meio das seguintes equações:

$$COP_x = \frac{F_z 1. COP1x + F_z 2. COP2x + F_z 3. COP3x}{(F_z 1 + F_z 2 + F_z 3)}$$

$$COP_y = \frac{F_z 1. COP1y + F_z 2. COP2y + F_z 3. COP3y}{(F_z 1 + F_z 2 + F_z 3)}$$

Onde, $F_z 1$ é a força vertical na plataforma 1; $F_z 2$, é a força vertical na plataforma 2, $F_z 3$, é a força vertical na plataforma 3. $COP1x$ é a coordenada no eixo “ x ” na plataforma 1; $COP2x$ é a coordenada no eixo “ x ” na plataforma 2. $COP3x$ é a coordenada no eixo “ x ” na plataforma 3; $COP1y$ é a coordenada no eixo “ y ” na plataforma 1; $COP2y$ é a coordenada no eixo “ y ” na plataforma 2; $COP3y$ é a coordenada no eixo “ y ” na plataforma 3.

2.2 – Resultados

Foi desenvolvida uma interface de uso amigável por meio da linguagem Python. Esta interface permite o processamento do sinal obtido em plataformas força e possibilita o uso e extração de informações por profissionais sem ambientação ou sem amplo conhecimento em análise de processamento de sinais.

Os dados obtidos dos COP de cada plataforma e a estimativa da posição do COP resultante (Figura 2).

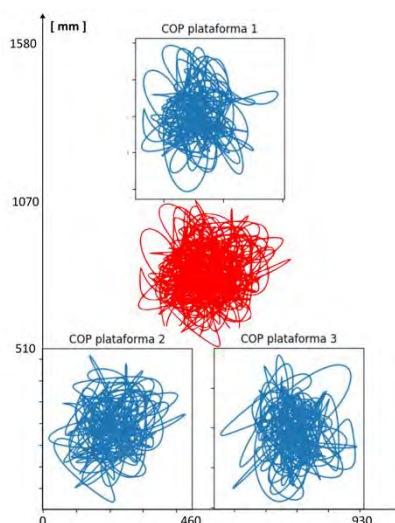


Figura 2: COP resultante em vermelho.

2.3 – Discussão

Os resultados obtidos neste estudo permitem assegurar a capacidade do aplicativo desenvolvido em processar os dados cinéticos coletados. Posteriormente, este aplicativo permitirá que profissionais envolvidos em análise de dados cinéticos sejam capazes de processar os dados mesmo com pouca ambientação em linguagem de programação computacional.

3.0 – Conclusão

Em termos de conclusão, o uso do aplicativo para processamento do sinal capturado nas três plataformas de força, mostrou-se eficaz. Sendo assim, possibilitará a aplicação no desenvolvimento do Projeto Rodar sem limites, para a obtenção de dados referentes às características de equilíbrio e segurança de utilização do dispositivo cadeira/extensor.

4.0 – Agradecimentos

Este estudo teve o apoio do A Fundação Carlos Chagas Filho de Amparo à Pesquisa do Estado do Rio de Janeiro (FAPERJ), Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico (CNPq) e Prefeitura de Maricá.

5.0 – Referências Bibliográficas

- [1] World Health Organization. (2011). *World report on disability 2011*. World Health Organization.
- [2] IBGE. 2000. Censo Demográfico – Características Gerais da População.
- [3] Guiselini, M. *Atividade Física Saúde Bem-estar: fundamentos teóricos e exercícios práticos*. São Paulo: Phorte, 2004.
- [4] Simpson, J. D., Miller, B. L., O’Neal, E. K., Chander, H., & Knight, A. C. (2018). External load training does not alter balance performance in well-trained women. *Sports biomechanics*, 17(3), 336-349.
- [5] Lalumiere, M., Desroches, G., Gourdou, P., Routhier, F., Bouyer, L., & Gagnon, D. H. (2018). Manual wheelchair users gradually face fewer postural stability and control challenges with increasing rolling resistance while maintaining a rear-wheel wheelie. *Human movement science*, 62, 194-201.
- [6] Winter, D. A. (2009). *Biomechanics and motor control of human movement*. John wiley & sons.
- [7] Robertson, D. G. E., Caldwell, G. E., Hamill, J., Kamen, G., & Whittlesey, S. (2013). *Research methods in biomechanics*. Human kinetics.

OPTIMIZING MOTOR IMAGERY TRAINING FOR LOWER-LIMB EXOSKELETON CONTROL THROUGH BCI

Laura Ferrero^{1,2,3,4,6}, Paula Soriano-Segura^{1,2,3}, Jacobo Navarro^{4,5,6}, Oscar Jones^{4,6}
Mario Ortiz^{1,2,3}, Eduardo Iáñez^{1,2,3}, José M. Azorín^{1,2,3,7}, José Contreras-Vidal^{4,6}

¹Brain-Machine Interface Systems Lab, Miguel Hernández University of Elche, Spain

²Instituto de Investigación en Ingeniería de Elche-I3E, Miguel Hernández University of Elche, Spain

³International Affiliate NSF IUCRC BRAIN Site at Miguel Hernández University of Elche, Spain

⁴NSF IUCRC BRAIN, United States of America

⁵Tecnológico de Monterrey, Monterrey, México

⁶Non-Invasive Brain Machine Interface Systems, University of Houston, United States of America

⁷Valencian Graduate School and Research Network of Artificial Intelligence – valgrAI, Spain

lferrero@umh.es, p.soriano@umh.es, A00829105@tec.mx,
ojones2@cougarnet.uh.edu, mortiz@umh.es, e.ianez@umh.es, jm.azorin@umh.es,
jlcontreras-vidal@uh.edu

Abstract: Motor imagery (MI) has been commonly used as a control paradigm in brain-computer interfaces (BCI). MI allows users to execute movements in an output device by simply thinking about it, which has potential benefits for promoting neuroplasticity. However, MI has high heterogeneity among users and it can be challenging for some of them, which it is difficult to monitor. To address this issue, a standardized training protocol was developed for performing MI in a BCI to control a robotic exoskeleton. Additionally, the Movement Imagery Questionnaire-3 (MIQ-3) was utilized to evaluate each participant's MI ability. The aim of the protocol was to reduce BCI illiteracy and improve the homogeneity of MI performance among users.

Key words: brain-computer interface; motor imagery; robotic exoskeleton; EEG.

1. Introduction

Motor imagery (MI) is the cognitive process of generating mental representations of physical movements without any overt movement execution (Butler & Page, 2006). MI has been primarily utilized as a control paradigm in brain-computer interfaces (BCI). BCIs act as intermediaries between the brain and external devices. MI enables users to execute movements in an output device simply by thinking about it.

Exogenous paradigms, which rely on external stimuli, are also used in BCI. For instance, lights at different frequencies or particular sounds that can evoke certain brain responses (Kwak et al., 2015). In contrast, MI is a spontaneous paradigm as users can choose when to perform it. The main advantage of MI is that it is more intuitive, user-driven, and can enhance mechanisms of neuroplasticity. This could promote recovery, especially when motion feedback is incorporated (Gharabaghi, 2016). Nevertheless, MI has high heterogeneity among users as it can be performed in different ways, and it is not feasible to monitor. Additionally, some people may find it more challenging or incapable of using this task to control a BCI, which is known as BCI illiteracy (Leeuwis et al., 2021).

There are three main ways to perform MI: visual external motor imagery, visual internal motor imagery, and kinesthetic motor imagery (Yang et al., 2021). Visual external motor imagery involves mentally simulating motor tasks from an external perspective, as if observing oneself from a third-person viewpoint. Visual internal motor imagery, on the other hand, entails mentally rehearsing motor actions from a first-person perspective, immersing oneself in the mental visualization of movements, sensations, and proprioceptive feedback. Kinesthetic motor imagery, also known as kinesthetic motor simulation, emphasizes the internal sensations and feelings associated with movement, such as muscle contractions, joint positions, and proprioception. While subjects generally find it easier to perform visual motor imagery, kinesthetic imagery activates the motor cortex more than visual imagery, modulating corticomotor excitability and promoting rehabilitation to a great extent. here are three main ways to perform Motor Imagery (MI): visual external motor imagery, visual internal motor imagery, and kinesthetic motor imagery (Yang et al., 2021).

The objective of this research is to design a training protocol to perform kinesthetic MI in a more homogeneous way and standardize the training with the BCI. Users will practice the task prior to using the BCI and during the usage, and a standardized questionnaire will be utilized to extend the practice and measure the ability of each subject to perform each type of MI.

2. Development

2.1 Equipment

Brain activity was recorded via electroencephalography (EEG) using a bundle of 32 wet electrodes placed over actiCAP (Brain Products GmbH, Germany), with electrode placement following the international 10-10 system. Electrooculography was recorded by placing 4 electrodes next to the eyes. The ear lobes served as the reference and ground electrode. The recorded data was wirelessly transmitted using a Move transmitter (Brain Products GmbH, Germany), then amplified by a brainAmp unit and recorded in a laptop.

The subject was outfitted with the Rex exoskeleton (Rex Bionics, New Zealand), a self-standing robotic prosthesis that enables full standing and walking without any vertical inclination or crutches. The exoskeleton tightly attaches to the subject's limbs with multiple straps, ensuring that lower limb movements are exclusively dictated by the BCI, preventing any extraneous movements by the subject. Figure 1 shows all the equipment.

2.2 Experimental sessions

In accordance with Figure 2, each subject participated in 5 daily sessions, where training was implemented differently in each one. In the first session, since participants had no prior experience with BCI, they did not use it. The researchers briefed the participants on the research goal, the concept of motor imagery and provided instructions on the mental tasks to be performed. Subsequently, the participants used the exoskeleton to become familiar with it and concentrate on the somesthetic sensations that would evoke kinesthetic MI. Finally, participants were given a MI questionnaire to complete at home.

During the second and third sessions, participants were given the same mental task instructions as the previous session and practiced MI while being static. Then, they spent 15 minutes familiarizing themselves with the exoskeleton and focusing on the sensations evoked by the movement. Finally, they used the BCI under open-loop control, whereby the commands sent to the exoskeleton were not dependent on the user's thoughts, but on pre-established sequences. In this way, data was collected under different conditions.

The fourth and fifth sessions were the same as the second and third, with the distinction that after open-loop control, participants began to operate the exoskeleton with their thoughts (closed-loop control).

2.3 Instructions

In this study, participants were instructed to alternate between periods of kinesthetic motor imagery and being in an idle state, as a means of controlling the start and stop of walking forward with the Rex exoskeleton. The explicit instructions provided to participants for performing motor imagery and being in an idle state are detailed in Table I.

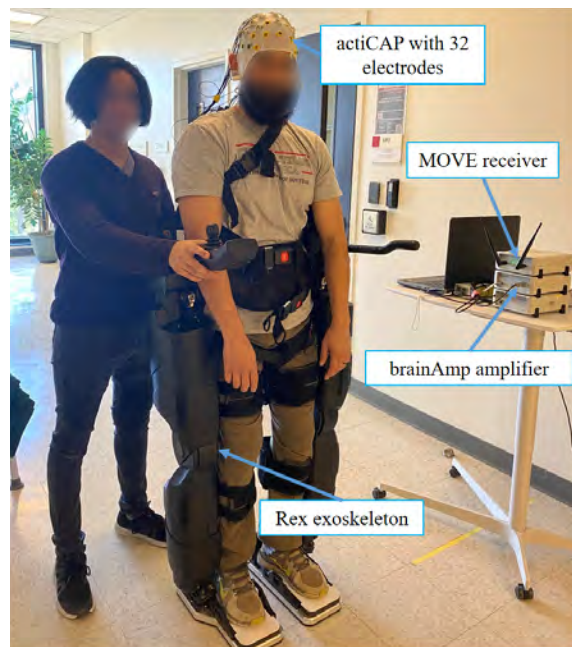


Figure 1. Equipment used in the protocol.

2.4 Questionnaire

To evaluate participants' ability to engage in motor imagery, the Movement Imagery Questionnaire-3 (MIQ-3) was employed in both English (Williams et al., 2012) and Spanish languages (Trapero-Asenjo et al., 2021). This self-reported questionnaire requires participants to imagine themselves performing four distinct movements, including arm abduction and adduction, standing hip flexion, knee lift, and jumping, using a range of different imagery modalities, including external visual imagery, internal visual imagery, and kinesthetic imagery. Participants are then asked to rate the perceived difficulty of each item on a scale, providing researchers with a measure of the efficacy of each modality.

Table I. Instructions given to participants to perform each mental task.

Kinesthetic motor imagery	<p>“Keep your eyes open.”</p> <p>“Minimize visualization and focus on the body sensations evoked by the movement of walking.”</p> <p>“For example, pay attention to the sensations of movements in joints, muscle contraction and coordination of different body parts, pressure of the foot sole.”</p>
Idle state	<p>“Keep your eyes open.”</p> <p>“Focus on the breathing.”</p> <p>“If any thought comes to your mind, do not focus on it.”</p>

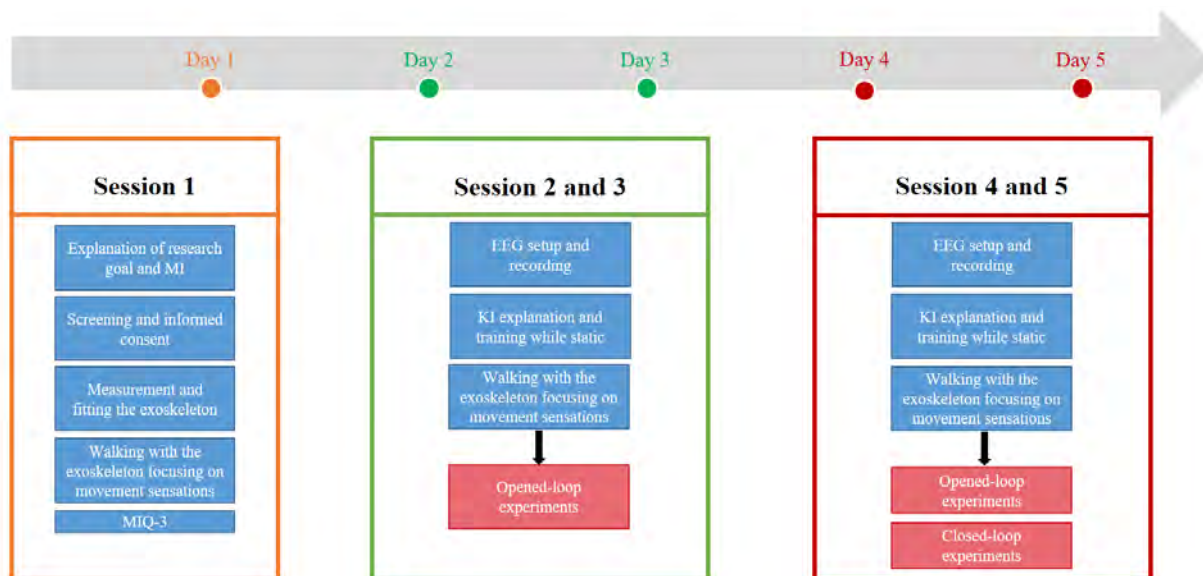


Figure 2. Schema of the experimental sessions. Subjects participated in 5 daily sessions. Blue boxes represent preparatory steps and training activities, while red boxes indicate the experimental phase where data was collected to control a robotic exoskeleton. As all participants were unfamiliar with brain-computer interfaces (BCI), the first session focused on familiarizing them with the mental imagery concept, concretely with kinesthetic imagery (KI), practicing the associated motor tasks, and adjusting to the robotic exoskeleton. Subsequent sessions involved data collection using the same procedures.

3. Conclusion

In conclusion, the present research introduces a protocol for the training of MI prior to its application in a BCI used for controlling a robotic exoskeleton. The training program is designed to be extended over the course of the usage of the BCI, representing an initial step towards the standardization of MI protocols.

One important component of this protocol is the use of the MIQ-3 as a tool to evaluate the ability of each individual to perform MI. By incorporating the MIQ-3 into the protocol, researchers are able to gain a more comprehensive understanding of the efficacy of the MI.

4. Acknowledgements

This publication is part of grant PID2021-124111OB-C31, funded by MCIN/AEI/10.13039/501100011033 and by ERDF A way of making Europe. This work is also supported by the Valencian Graduate School and Research Network of Artificial Intelligence (ValgrAI), Generalitat Valenciana and European Union; and by Ministry of Science, Innovation and Universities through the Aid for the Training of University Teachers FPU19/03165. This work was supported in part by the IUCRC BRAIN at the University of Houston, and the Houston Methodist Foundation.

5. References

- [1] Butler, A. J., & Page, S. J. (2006). Mental practice with motor imagery: evidence for motor recovery and cortical reorganization after stroke. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 87(12 Suppl 2), S2-11. <https://doi.org/10.1016/j.apmr.2006.08.326>
- [2] Gharabaghi, A. (2016). What Turns Assistive into Restorative Brain-Machine Interfaces? *Frontiers in Neuroscience*, 10, 456. <https://doi.org/10.3389/fnins.2016.00456>
- [3] Kwak, N.-S., Müller, K.-R., & Lee, S.-W. (2015). A lower limb exoskeleton control system based on steady state visual evoked potentials. *Journal of Neural Engineering*, 12(5), 056009. <https://doi.org/10.1088/1741-2560/12/5/056009>
- [4] Leeuwis, N., Paas, A., & Alimardani, M. (2021). Vividness of Visual Imagery and Personality Impact Motor-Imagery Brain Computer Interfaces. *Frontiers in Human Neuroscience*, 15, 634748. <https://doi.org/10.3389/fnhum.2021.634748>
- [5] Trapero-Asenjo, S., Gallego-Izquierdo, T., Pecos-Martín, D., & Nunez-Nagy, S. (2021). Translation, cultural adaptation, and validation of the Spanish version of the Movement Imagery Questionnaire-3 (MIQ-3). *Musculoskeletal Science & Practice*, 51, 102313. <https://doi.org/10.1016/j.msmsp.2020.102313>
- [6] Williams, S. E., Cumming, J., Ntoumanis, N., Nordin-Bates, S. M., Ramsey, R., & Hall, C. (2012). Further validation and development of the movement imagery questionnaire. *Journal of Sport & Exercise Psychology*, 34(5), 621–646. <https://doi.org/10.1123/jsep.34.5.621>
- [7] Yang, Y. J., Jeon, E. J., Kim, J. S., & Chung, C. K. (2021). Characterization of kinesthetic motor imagery compared with visual motor imageries. *Scientific Reports*, 11(1), 3751. <https://doi.org/10.1038/s41598-021-82241-0>

PROTOCOL FOR EVALUATING ERROR RELATED POTENTIALS IN A LOWER-LIMB EXOSKELETON COMMANDED BY A BRAIN-MACHINE INTERFACE

**Paula Soriano-Segura^{1,2}, Laura Ferrero^{1,2}, Mario Ortiz^{1,2},
Eduardo Iáñez^{1,2}, José M. Azorín^{1,2,3}**

¹Brain-Machine Interface Systems Lab, Miguel Hernández University of Elche, Spain

²Instituto de Investigación en Ingeniería de Elche-I3E, Miguel Hernández University of Elche, Spain

³Valencian Graduate School and Research Network of Artificial Intelligence – valgrAI, Valencia, Spain

p.soriano@umh.es, lferrero@umh.es, mortiz@umh.es, eianez@umh.es, jm.azorin@umh.es

Abstract: In the present paper, a protocol to elicit the Error Related Potential (ErrP) in a Motor Imagery (MI) Brain-Machine Interface (BMI) for starting the gait with three different types of feedback (visual, tactile and both combined) is described. The aim of this proposal is to find which feedback type reaches the best precision when differentiating error events with ErrP and successful events. Here, two main tasks (relax and imagination of starting to walk) repeat throughout a session with a 30% of error occurrence within a trial, which will generate the ErrP signals and a really unbalanced dataset to analyze.

Key words: Brain-Machine Interface (BMI), Error Potential (ErrP), Rehabilitation, Feedback.

1. Introduction

A Brain-Machine Interface (BMI) in combination with an exoskeleton is a promising technology for rehabilitation purposes to assist the movements of individuals with motor disabilities and help them to recover from their injuries. This technology is an advantage over traditional rehabilitation methods because the patient gets directly involved in the recovery process. The BMI based on motor imagery (MI) paradigm are the most common for this type of applications because of their realism. However, the precision of these systems is not as robust as it needs to be to perform correctly, particularly for lower limbs rehabilitation.

For this reason, a new trend has the aim of improving MI-BMI's performance by detecting Error Related Potentials (ErrP) and self-tuning the wrong commands. The ErrP evoked by

exoskeleton's undesired movement indicates subject's detected error. Nevertheless, the purpose of the system is to correct the wrong command before it has been executed. Therefore, the ErrP must be generated by a cue that indicates the movement is about to happen, allowing the system to modify the command in case the ErrP is detected.

In the literature, different types of feedback are used to evoke the ErrP: visual (Ferrez & del R. Millan, 2008; Zhang et al., 2018), tactile (Ahkami & Ghassemi, 2021), and, sometimes, a combination of multiple feedback types simultaneously (Ahkami & Ghassemi, 2021; Tessadori et al., 2017). Several authors describe ErrP variability in shape and in time, depending on the type of feedback employed. In (Tessadori et al., 2017), a comparative between visual feedback and a combination of visual and tactile feedback is carried out, exposing better results for the visuotactile feedback. This experiment also manifests that the signal generated by the combination feedback not only has higher amplitude, but also takes more time to appear after the cue. Furthermore, (Ahkami & Ghassemi, 2021) performs a similar experiment but adding tactile feedback by itself to the comparative. Its results reinforce the hypothesis that combination feedback reaches better performances, and it also shows that the ErrP elicited by tactile feedback presents a different shape and a time delay.

In the present work, the protocol designed for the analysis and selection of the best feedback type for ErrP detection in a MI-BMI to start the gait with an exoskeleton is described. In order to achieve the highest accuracy, as it is possible by differentiating between error and success cases, 3 types of feedback to generate the ErrP before the command execution are studied: visual feedback (V), tactile feedback (T) and a combination of both (VT).

2. Development

2.1 Equipment

The EEG signals will be registered with the g.NAUTILUS PRO Flexible device (g.tec, Austria) at sampling rate of 500Hz. The cap is composed of 32 non-invasive wet electrodes following the international system distribution 10-10: FP1, FP2, AF3, AF4, F7, F3, FZ, F4, F8, FC5, FC1, FC2, FC6, T7, C3, CZ, C4, T8, CP5, CP1, CP2, CP6, P7, P3, PZ, P4, P8, PO7, PO3, PO4, PO8, OZ. The reference is located on the right ear lobe and ground on the electrode AFZ. Furthermore, the H3 exoskeleton (Technaid, Madrid, Spain) will be used to

execute BMI commands and support subjects' gait movements. The users will also use crutches to stay stable during the gait. In addition, an Arduino Uno R3 (Arduino Org, Italy) is connected to a green led and two bracelets with vibration motors to produce the V and T feedback, respectively. In particular, the led is located on subjects forehead within their field of vision, while the vibration bracelets are tied to each wrist.

2.2 Method

The protocol is designed for selecting the feedback type for ErrP detection in a MI-BMI to start the gait. This protocol is based on the execution of two main tasks: relax and motor imagery to start walking. However, the purpose of the experiment is eliciting the ErrP, that's why it is necessary to sometimes execute those tasks wrongly. Hence, there will be 4 events within a trial: relax success (RS), relax error (RE), imagination success (IS) and imagination error (IE). Nevertheless, despite of the fact that only two of these cases need to be considered when analyzing ErrP, RE and IS, it has been decided to execute all of them to make the experiment more realistic, then the subjects do not become used to only experience errors in relax tasks and favorable outcomes in imagination tasks.

On the one hand, relax successful events (RS) (Figure 1.A) begin with a beeping sound of 1s to announce the relax task and 1s of discarded signal to avoid possible evoked potentials (A0). Then, during a relaxation period of 8s (A1), the exoskeleton remains standing. However, in the relax error events (RE) (Figure 1.B) the movements activate at some point (T_A) randomly chosen for each repetition, so the duration of A1 could last from 2s to 8s with 0.5s steps. In these cases, the feedback turns on for 2s (yellow region) to indicate the exoskeleton movement is about to happen (A2). Once the feedback turns off, the exoskeleton executes a cycle of the gait for 4s (A3) and, during the next 4s, it stops and the subject gets ready for the next event (A4).

On the other hand, imagination error events (IE) (Figure 1.C) begin with two beeps of 1s to introduce the motor imagery task and another second of ignored signal (B0). Suddenly, the subject performs motor imagery for 8s in vain (B1) because the exoskeleton will not move. In contrast, in the imagination successful events (IS) (Figure 1.D) the feedback activates randomly at (T_A) for 2s (B2) and then, the exoskeleton starts to walk for 4s (B3) until it stops, and the subject prepares for the upcoming task in the next 4s (B4).

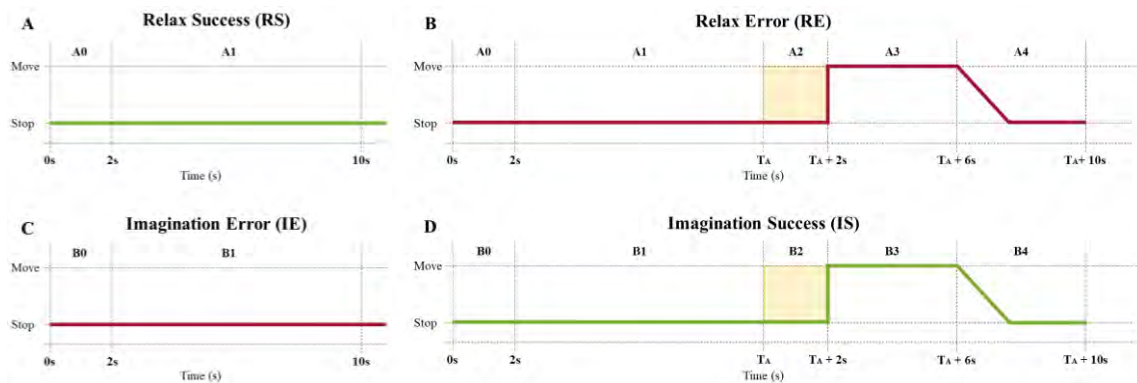


Figure 1. Protocol error (B, C) and success (A, D) events within a trial.

In a nutshell, the events where the exoskeleton do not move (RS, IE) will have a fixed duration of 10s. Whereas, in those events where the subject walks with the exoskeleton wrongly (RE) or correctly (IS), the time duration will be variable depending on the time point (T_A) the feedback activates. Hence, this type of tasks could last between 14s and 20s as most.

In the literature, it has been demonstrated by diverse authors that a high percent of error within a trial may cause the subject to become used to the error situation and, consequently, the ErrP could be not clear and more difficult to detect (Chavarriaga & Millan, 2010). For this reason, it has been determined that only a 30% of the events within a trial will be erroneous. Consequently, the events will be pretty unbalanced. Thus, to avoid the situations of frustration or missing events, the subject will be told to perform the relaxation and motor imagery, believing the system is under their control, yet they will not know that the events will be pre-set before the trial begins. The main challenge of this low percentage of error events is the fact that many repetitions are required to get a reasonable number of RE and IE events. However, the more repetitions, the more fatigue. Accordingly, each feedback session will be performed in different days.

Keeping this in mind, each feedback session will have 6 trials of 20 events each with a 30% of error. Hence, each trial will have 10 RS, 3 RE, 10 IS and 3 IE events, randomly distributed, where a relax task always must be followed by a motor imagery one with a maximum of two successive error tasks. Each subject will participate in 3 sessions, one for each feedback (V, T, VT), for a total of 60 RS, 18 RE, 60 IS and 18 IE for each feedback type.

2.3 Discussion

The protocol described in the preset work has the purpose of deciding which of the three types of feedback (V, T and VT) is the best to reach a significative difference between ErrP and success signals in a self-tuning MI-BMI to start walking with an exoskeleton. During the experiment, the subject will never have the control of the system and 4 different events will always happen within a trial (RS, RE, IS, IE), but just RE and IS are useful for the ErrP study. The RE is the erroneous case of the exoskeleton starting to move when it should not, eliciting the ErrP, while the IS is the correct case of the exoskeleton moving when it must. However, it has already been demonstrated that high percentage of error appearance causes the habituation of the subject (Chavarriaga & Millan, 2010). For this reason, the erroneous events (RE and IE) only happen in a 30% of the trial events. In consequence, the dataset will be really unbalanced and a high number of repetitions is necessary to generate a decent number of ErrP signals. Furthermore, each feedback session must be performed in different days to prevent from fatigue. Nevertheless, this fact will not suppose any problem because the ErrP signal is stable in time (Chavarriaga & Millan, 2010; Ferrez & del R. Millan, 2008).

The selected feedback must achieve not only a promising accuracy, but also have some specifications that fit within the MI-BMI system. The literature exposes that the combination VT achieves the highest accuracy for these applications (Tessadori et al., 2017), but the ErrP generated by this type of feedback and T feedback could appear later in time (Ahkami & Ghassemi, 2021). In consequence, the system could have higher latency to decide if the command codified is correct or not. In addition, the V feedback seems more uncomfortable for the user, and it could also be problematic in those environments with certain types of illumination, where led's light is harder to distinguish. Furthermore, an auditive feedback was suggested at first, but it was later discarded because of the number of sessions necessary to study all the possible combinations and also due to the already use of auditory cues to indicate the task. It is expected that the experiments to be carried out will solve all the questions.

3. Conclusion

To conclude, the protocol described will be really useful for the MI-BMI system to not only select the feedback that better suits in it for ErrP detection, but also to correct wrong detections during real time experiments. Therefore, the registered data is profitable for analyzing the ErrP shape, peak times and even the variability between subjects. In addition,

the methodology carried out to detect the ErrP could be extrapolated for the detection of ErrP in a MI-BMI to stop the gait. Furthermore, the ErrP data obtained could be applicable for training a generic ErrP classifier, that could detect ErrP in any subject.

4. Acknowledgements

This publication is part of grant PID2021-124111OB-C31, funded by MCIN/AEI/10.13039/501100011033 and by ERDF A way of making Europe. This work is also supported by the Valencian Graduate School and Research Network of Artificial Intelligence (ValgrAI), Generalitat Valenciana and European Union; and by Ministry of Science, Innovation and Universities through the Aid for the Training of University Teachers FPU19/03165.

5. References

- Ahkami, B., & Ghassemi, F. (2021). Adding Tactile Feedback and Changing ISI to Improve BCI Systems' Robustness: An Error-Related Potential Study. *Brain Topography*, 34(4), 467–477. <https://doi.org/10.1007/s10548-021-00840-6>.
- Chavarriaga, R., & Millan, J. del R. (2010). Learning From EEG Error-Related Potentials in Noninvasive Brain-Computer Interfaces. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 18(4), 381–388. <https://doi.org/10.1109/TNSRE.2010.2053387>.
- Ferrez, P. W., & del R. Millan, J. (2008). Error-Related EEG Potentials Generated During Simulated Brain-Computer Interaction. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 55(3), 923–929. <https://doi.org/10.1109/TBME.2007.908083>.
- Tessadori, J., Schiatti, L., Barresi, G., & Mattos, L. S. (2017). Does tactile feedback enhance single-trial detection of error-related eeg potentials? 2017 IEEE International Conference on Systems, Man, and Cybernetics (SMC), 1417–1422. <https://doi.org/10.1109/SMC.2017.8122812>.
- Zhang, Y., Chen, W., Lin, C.-L., Chu, J., & Meng, F. (2018). Research on Command Confirmation Unit Based on Motor Imagery EEG Signal Decoding Feedback in Brain-Computer Interface. 2018 15th International Conference on Control, Automation, Robotics and Vision (ICARCV), 1923–1928. <https://doi.org/10.1109/ICARCV.2018.8581088>.

SIMULAÇÃO COMPUTACIONAL DE EQUIPAMENTO DE CADEIRA DE RODAS PARA INCLUSÃO E MOBILIDADE USANDO ELEMENTOS FINITOS

J. O'Connor^{1*}, C. E.R da Silva¹, W. Fernandes¹, C. T.dos Santos¹, L. E. da Cunha Ferro², H. Garamvölgyi², M. de J. Monteiro¹, C. P. Guimarães^{2*}

Instituto Nacional de Tecnologia, INT. Brazil,

joan.oconnor@int.gov.br^{*}, carla.guimaraes@int.gov.br^{*}

¹Divisão de Materiais - Laboratório de Caracterização de Propriedades Mecânicas e Microestruturais (DIMAT-LACPM)

²Divisão de Design Industrial - Laboratório de Modelos Tridimensionais (DIVIDI-LAMOT)

Resumo: Segundo o relatório mundial de incapacidade elaborado pela OMS¹, 15% da população mundial apresenta alguma incapacidade física. No Brasil, segundo o IBGE, 45 milhões de brasileiros (25% da população) estão nessa condição. Assim, para indivíduos cadeirantes com limitações de mobilidade e considerando temas como; inclusão e reinserção, prática da atividade física entre outros, o presente trabalho visa o estudo e análise complementar utilizando o método de elementos finitos (MEF) e caracterização de materiais, de cadeira de rodas convencional com dispositivo extensor acoplado. O modelo CAD da cadeira de rodas construído constitui um modelo virtual com excelente aproximação ao modelo físico real, o qual foi simulado no software ANSYS considerando 4 casos de operação estáticos de forma simultânea, mostrando resultados de desempenho aceitável, porém estudos posteriores considerando regimes dinâmicos e fadiga são recomendados.

Palavras-chave: Mobilidade urbana, CAD, Elementos Finitos, caracterização de materiais

Abstract: About the 15% of the world's population has some physical disability according the World Disability Report. In Brazil, according to IBGE, 45 million Brazilians (25% of the population) are in this condition. Thus, for wheelchair users with mobility limitations and considering topics as; inclusion, practice of physical activity among others, this work aims the complementary study using the finite element method (FEM) and materials characterization, of a conventional wheelchair with an attached extender device. The wheelchair CAD model has an excellent approximation to the real physical model, which was simulated using ANSYS software, considering 4 simultaneous statically operation cases, showing acceptable performance results, however further studies are recommended.

Keywords: Urban mobility, CAD, Finite elements, materials characterization

¹ [World Report on Disability](#), by World Health Organization (Organização Mundial da Saúde)

1. Introdução

O presente trabalho forma parte do projeto de pesquisa intitulado Rodar sem limites: equipamento para inclusão e mobilidade, do Programa de apoio à projetos científicos e tecnológicos em mobilidade urbana, da FAPERJ. O objetivo principal do projeto consiste em desenvolver um equipamento de baixo custo em forma de um dispositivo extensor que pode ser acoplado na cadeira de rodas convencional, transformando-a em uma compatível com a prática de mobilidade ativa, desportiva e de lazer para indivíduos cadeirantes. Embora existe pouca informação na literatura especializada no tema, incluindo análises utilizando o método de elementos finitos (MEF) e pesquisas experimentais na área de materiais, um dos grandes desafios é a complexidade da modelagem 3D dos multiples componentes e dos varios materiais acoplados neste tipo de dispositivos e nas cadeiras de rodas, para avaliação do comportamento mecânico e desempenho de componentes, como relatado em [1], através do estudo do efeito das vibrações em varios modelos de cadeiras de rodas. Por outro lado, a importancia da inclusão de análises por simulação utilizando o MEF para a avaliação destes equipamentos desde o ponto de vista de resistência mecânica é expresa em [2], [3] na avaliação de caderas de rodas convencionais para diferentes funcionalidades e performance (posições críticas, análises dinâmicas, impacto, entre outras) com base em normas técnicas internacionais. Consequentemente, este trabalho objetiva a modelagem 3D CAD rigorosa de todos os componentes do sistema estrutural de uma cadeira de rodas convencional e a simulação computacional para diferentes condições de operação da cadeira de rodas com dispositivo extensor acoplado utilizando o MEF, conseguindo assim, a maior aproximação ao modelo físico real, para diminuir a quantidade de prototipos experimentais e acelerar o proceso de desenvolvimento destes durante o projeto. Além disso foram realizados ensaios mecânicos para a caracterização dos materiais metálicos e poliméricos a serem utilizados no dispositivo extensor e os encontrados nas cadeiras de rodas, cuios resultados servirão para a a implementação no MEF, dos modelos constitutivos de comportamento destes materiais.

2. Desenvolvimento

2.1. Modelagem geométrica

Para a modelagem geométrica da cadeira de rodas convencional, foi escolhido o Modelo 1009 da Jaguaribe (Fig. 1) desenhado para pacientes adultos, amplamente utilizado pelo SUS. Primeramente, foi construído modelo CAD dos componentes estruturais da cadeira de rodas

com excelente aproximação ao sistema físico real (Fig. 2) utilizando o software SolidWorks2017 [4], com dimensões dos elementos estruturais determinadas mediante engenharia reversa a partir de imagens em alta resolução a escala real e medições. Os elementos estruturais com diferentes seções transversais, i.e. tubulares (19 e 21 mm de diâmetro e espessura de 1,5mm) e retangulares, foram acoplados utilizando operações booleanas complexas, para formar o sistema estrutural da cadeira. Os modelos geométricos, foram construídos, livres de defeitos de tipo auto-interseções, gaps entre sólidos, superfícies abertas, etc., garantindo propriedades de sólidos contínuos para seu análise via MEF, totalizando 144 componentes estruturais e 275 superfícies em contato.

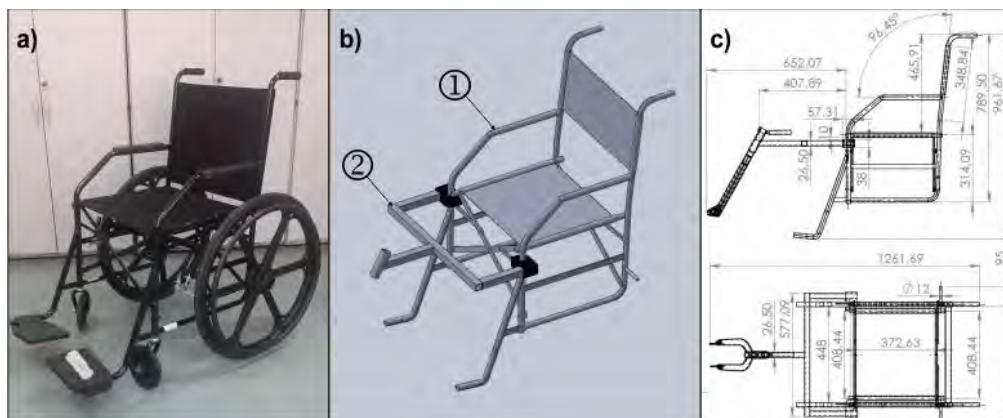


Fig. 1. Cadeira de Rodas Jaguaribe Modelo 1009. a) Modelo físico. b) Modelo CAD 3D de com dispositivo extensor acoplado. 1: Cadeira de rodas, 2: dispositivo extensor. c) Desenho CAD, dimensões relevantes.

2.2. Ensaios experimentais

Para a determinação das propriedades mecânicas dos materiais do dispositivo extensor: Tubo de aço norma ABNT NBR 8261 e PETG (Polietileno Tereftalato Glicol), foi utilizada uma máquina de ensaios Instron modelo 3382, escala de 10kN, equipada com extensômetro Instron com comprimento de medida extensométrica de 25 mm. Os ensaios de tração foram realizados conforme norma ASTM D638 utilizando corpos de prova (CPs) do tipo IV e os ensaios de flexão conforme ASTM D790 (Resultados mostrados na Tabela 1).

Tabela 1: Propriedades dos materiais

Material / ensaio experimental	F (N)	σ_y (MPa)	σ_{max} (MPa)	ϵ_{max} (%)	δ_{max} (mm)	v
PETG Tração (média 4CPs)	909		50,49	8,8	2,168	50 mm/min
PETG Flexão (média 4CPs)	18		29,90	3,6		1 mm/s
Tubo de aço ABNT NBR 8261		269	310			

F força máxima, σ_y tensão escoamento, σ_{max} tensão máxima, ϵ_{max} deformação em F, δ_{max} extensão em F, v velocidade

2.3. Simulação computacional para diferentes condições de operação usando o MEF

Os modelos MEF foram implementados considerando o comportamento não linear de materiais utilizados na cadeira de rodas e no dispositivo extensor, operando em ambientes multifísicos incluindo mecânica de contato, plasticidade e viscoplasticidade [5, 6], em regimes de operação estáticos. As simulações foram realizadas no software ANSYS 2022 [7], em computador *Stallivieri*²: Dual Xeon, 14Cores 2,2GHz, 28Núcleos, 56Processadores, 256GB RAM. O software *MCalibration* [8], foi utilizado para a estimativa de parâmetros de modelos constitutivos, a partir dos resultados dos ensaios experimentais (realizados em 2.2).

Modelos constitutivos, condições de contorno e malha de elementos finitos do modelo

Para as simulações, foram utilizados os modelos geométricos gerados na seção 2.1 e foram importados no ANSYS para a implementação do modelo MEF da cadeira - dispositivo extensor acoplados, considerando 4 posições de inclinação para 0°, 5°, 10° e 15° (Fig. 3.a, b).

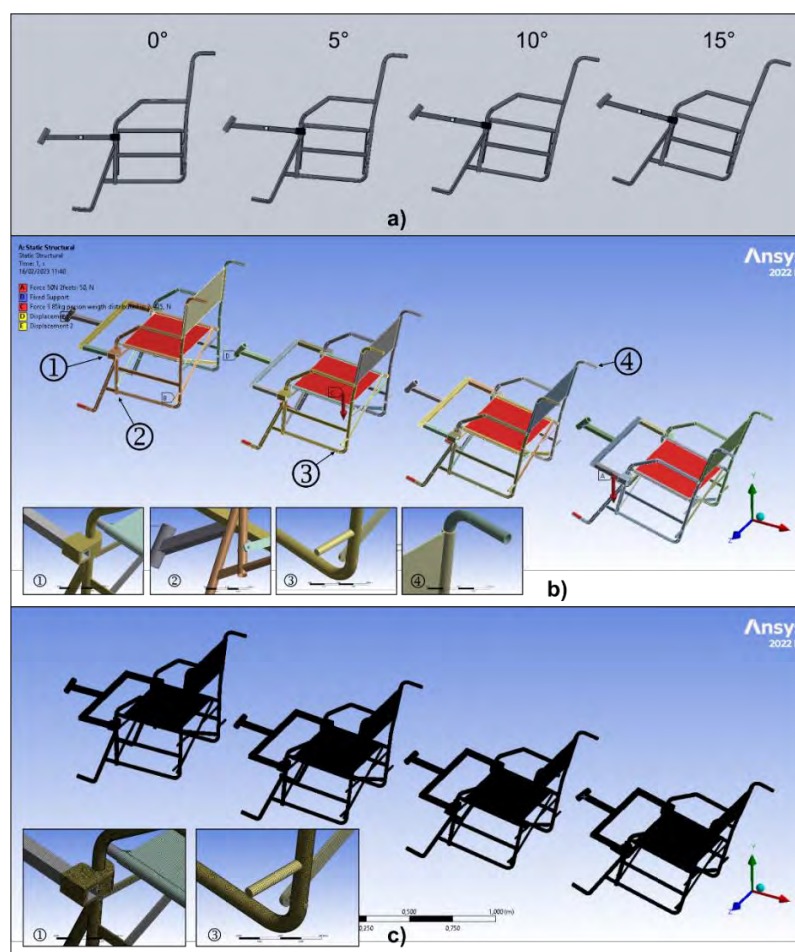


Fig. 3. Modelo MEF da cadeira de rodas - dispositivo extensor. a) Modelo 4 posições simultâneas (0°, 5°, 10° e 15°). b) BC's e carregamento. 1-Encaixe, 2- Acoplamento do garfo do dispositivo extensor, 3- Eixo das rodas traseiras, 4- Espessura dos tubos. c) Malhas MEF e elementos de tipo brick e tetraédricos 1, 2.

²Stallivieri, Nome do computador, em homenagem à primeira diretora do INT

As condições de contorno e carregamento foram: peso de adulto de 85 kg aplicado no assento, 10% desse peso distribuído nos pedais (Fig. 3.b). O acoplamento cadeira-dispositivo extensor (encaixes) foi considerado de tipo *bonded* ou solda (Fig. 3.b.1). Os eixos das rodas traseiras foram considerados engastados e o sistema que acopla o garfo do dispositivo extensor, com restrições de deslocamentos nos eixos y, z, permitindo deslocamento no eixo x (Fig. 3.b.2, 3). Para a discretização foram utilizados elementos com função de interpolação quadrática, de tipo brick e tetraédricos (Fig. 3.c.1, 2) e modelos constitutivos de plasticidade para os componentes de aço da cadeira e do dispositivo extensor, e de viscoplasticidade para o PETG dos encaixes ou acoplamento cadeira – extensor. Importante destacar que, a espessura dos tubos do sistema estrutural impõe um tamanho mínimo dos elementos (1,5mm), totalizando 2.430.020 elementos, 6.555.180 nós e mais de 19 milhões de graus de liberdade. O tempo de cómputo para a simulação, para as condições explicitadas para 4 cadeiras com o extensor acoplado de forma simultânea foi de 10 min e 20 seg.

3. Resultados e Discussão

Os resultados de distribuição de tensões dos modelos MEF considerando os 4 casos de forma simultânea (0° - 15°) são mostrados na Fig. 4, onde foram encontrados máximos de tensões nas regiões dos eixos das rodas traseiras e nos acoplamentos dispositivo extensor - cadeira, sendo a condição crítica a correspondente à inclinação de 0° nos eixos das rodas traseiras de aproximadamente 260 MPa, regiões que deverão ser analisadas com profundidade (limite de escoamento próximo do admissível), requerendo estudos dinâmicos e de fadiga posteriores. Igualmente, deverão ser analisados tanto a geometria dos acoplamentos cadeira - extensor quanto os materiais e métodos de fabricação (Manufatura Aditiva e convencional) embora os níveis de tensões e deformações, foram encontrados abaixo dos admissíveis. Comparativamente, foram localizados níveis de tensões na ordem dos encontrados nas regiões e elementos estruturais críticos, em trabalhos consistentes de outros autores [2], embora escassos na literatura, mostrando assim, o potencial dos modelos CAD e MEF apresentados neste trabalho para representar o comportamento dos modelos físicos reais.

4. Conclusões

- A modelagem geométrica, considerada intensiva, rigorosa, i.e. detalhes geométricos de alta precisão, garantiu um modelo CAD com uma excelente aproximação ao sistema estrutural da cadeira de rodas real, o que garante condições de contorno realísticas do modelo MEF;
- Os resultados das simulações MEF, mostraram o desempenho aceitável da cadeira de rodas

ao dispositivo extensor para o regime estático em 4 posições de inclinação (0° - 15°), com valores de tensões e deformações abaixo dos níveis admissíveis, porém estudos posteriores considerando regimes dinâmicos e fadiga dos materiais utilizados são recomendados.

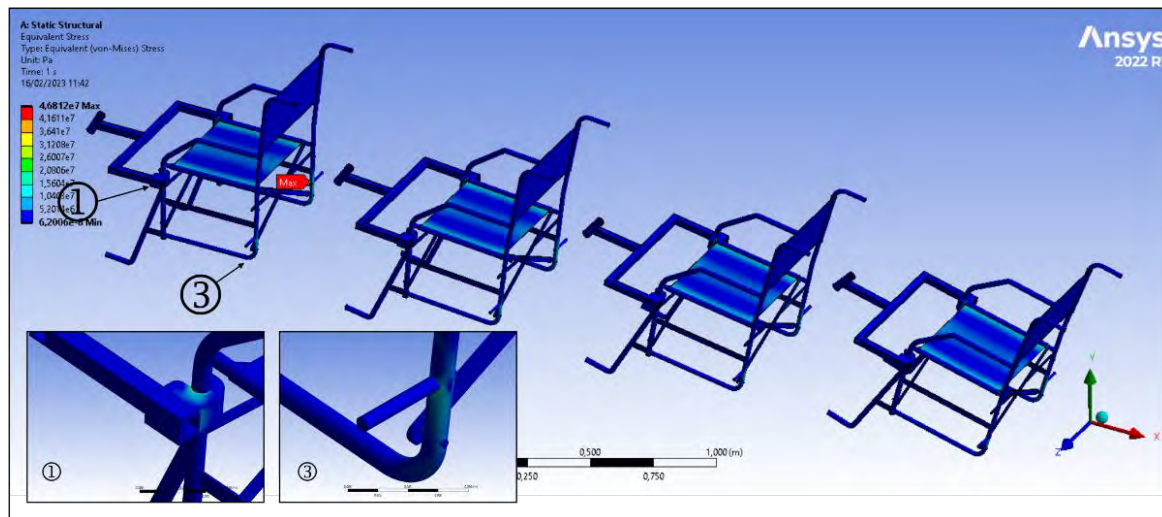


Fig. 4. Resultados, tensões de von Mises para as 4 condições de inclinação do modelo cadeira-dispositivo extensor acoplados. 1- Encaixe (deformações máximas), 2- Eixo das rodas traseiras (tensões máximas)

Agradecimentos

Os autores agradecem o apoio financeiro fornecido pela FAPERJ, bem como o suporte e apoio do Instituto Nacional de Tecnologia, INT, do Cnpq e da Prefeitura de Maricá

4. Referências

- [1] Yilmazcoban I, & Mimaroglu A, (2012). Frontal impact absorbing systems in wheelchairs like sheet metal hood in vehicles. *Thin-Walled Structures*. 59. 20-26.
- [2] L Marques S, et al. (2021) Finite element analysis of a commercial wheelchair, *Disability and Rehabilitation: Assistive Technology*, 16:8, 890-901, DOI:
- [3] Lariviere O, et al. (2022) Modal Characterization of Manual Wheelchairs. *Vibration*.; 5(3):442-463.
- [4] Solidworks 2017. Dassault Systemes
- [5] Neto, E. A. D. S., Perić, D., & Owen, D. R. J. (2008). *Computational methods for plasticity: theory and applications*. Chichester, West Sussex, UK, Wiley.
- [6] Lemaitre, J., & Chaboche, J. (1990). *Mechanics of Solid Materials*. Cambridge: Cambridge University Press. doi:10.1017/CBO9781139167970
- [7] ANSYS Inc. Ansys Workbench, versão ANSYS 2022 R1 Mechanical Premium. Canonsburg: Ansys Inc., 2022
- [8] MCalibration v7.1.1, PolymerFEM.com, Dover, MA, USA.

Promoviendo los mecanismos neuroplásticos con una nueva terapia robótica de neuro-rehabilitación de la marcha: el proyecto NIMBLE

Noemi González Lois¹, Antonio J. del Ama², Susana Borromeo López², Josep M. Font-Llagunes³, Filippo Maceratesi³, Cristina Gómez-Pérez³, Ángel-Gil Agudo⁵, Diana Herrera-Valenzuela⁵, Jesús Tornero⁴, Clara B. Sanz-Morère^{1,4}, Laura Lopes Teixeira⁴, Diego Torricelli¹, Juan C. Moreno¹

{noemi.lois, diego.torricelli, jc.moreno}@csic.es, {antonio.delama, susana.borromeo}@urjc.es, {josep.m.font, filippo.maceratesi, cristina.gomez-perez}@upc.edu, {clara.sanzmorere, jesus.tornero}@lmh.es, amgila@sescam.jccm.es, ds.herrera.2020@alumnos.urjc.es, laura.lopes@inntegra.es

¹ Grupo de neuro-rehabilitación, Instituto Cajal, CSIC, Madrid, España.

² Universidad Rey Juan Carlos, Madrid, España.

³ Laboratorio de Ingeniería Biomecánica, Universitat Politècnica de Catalunya, Barcelona, España.

⁴ Center for Clinical Neuroscience - Hospital Los Madroños, Madrid, España.

⁵ Unidad de Biomecánica y Ayudas Técnicas - Hospital Nacional de Paraplégicos, Toledo, España.

Resumen: El proyecto NIMBLE tiene como objetivo mejorar los resultados funcionales de la neuro-rehabilitación asistida por robots en pacientes de lesión medular y accidente cerebrovascular. La primera hipótesis indica que es posible distinguir los mecanismos de reparación neural de las adaptaciones al movimiento. La segunda hipótesis sugiere que el uso de aprendizaje por refuerzo y la retroalimentación háptica mejorará los resultados motores de la neuro-rehabilitación. La tercera hipótesis plantea que es posible hacer simulaciones predictivas de la marcha utilizando modelos neuromusculares. Para estudiar estas hipótesis, el proyecto se desarrollará en tres fases. En la primera, se realiza un estudio observacional con pacientes durante el tratamiento tradicional de rehabilitación asistida por robots para indagar los mecanismos que promueven la neuroplasticidad. En la fase dos, se desarrolla la tecnología necesaria para implementar la nueva terapia robótica. Finalmente, en la fase tres, se realiza una prueba de concepto con pacientes sometidos al tratamiento de rehabilitación NIMBLE. La novedad del proyecto radica en su enfoque integrado, combinando la optimización basada en modelos, con modelos neuromusculares personalizados y métodos de simulación predictiva, y enfoques terapéuticos basados en el aprendizaje por refuerzo.

Palabras clave: neuro-rehabilitación, marcha, robótica

Abstract: The NIMBLE project aims to improve the functional outcomes of robot-assisted neuro-rehabilitation in spinal cord injury and stroke patients. The first hypothesis indicates that it is pos-

sible to distinguish neural repair mechanisms from movement adaptations. The second hypothesis suggests that using reinforcement learning and haptic feedback will improve motor outcomes of neuro-rehabilitation. The third hypothesis proposes that predictive gait simulations are possible using neuromusculoskeletal models. To study these hypotheses, the project will be developed in three phases. In phase one, an observational study is conducted with patients during traditional robot-assisted rehabilitation treatment to investigate the mechanisms that promote neuroplasticity. In phase two, the technology needed to implement the new robotic therapy is developed. Finally, in phase three, a proof-of-concept trial is conducted with patients undergoing NIMBLE rehabilitation treatment. The novelty of the project lies in its integrated approach, combining model-based optimization with personalized neuromusculoskeletal models and predictive simulation methods, and therapeutic approaches based on reinforcement learning.

Keywords: *neuro-rehabilitation, gait, robotics.*

1. Introducción

La marcha es una tarea compleja en la que participa todo el sistema nervioso, lo que la hace vulnerable a una gran variedad de alteraciones neurológicas. Dos patologías comunes que llevan a la alteración de la marcha son la lesión medular (LM) y el accidente cerebrovascular (ACV). La tasa de incidencia de la LM varía de un país a otro entre 10,4 y 83 nuevos casos por millón de habitantes al año [Wyndaele and Wyndaele, 2006], siendo más del 95% los pacientes afectados por discapacidades de movilidad asociadas a esta enfermedad [Huete García, 2012]. El ACV también es una afección prevalente que afecta a 13,7 millones de personas en todo el mundo y a menudo resulta en anomalías en el patrón de la marcha [Fisher and Martins, 2021].

La rehabilitación robótica de la marcha se ha convertido en un tema de investigación relevante para la recuperación después de la LM y el ACV. Aunque se ha demostrado que los dispositivos robóticos son efectivos para brindar terapia a las extremidades inferiores, las mejoras en las medidas del resultado funcional han sido modestas en comparación con la terapia de rehabilitación tradicional [Labruyère, 2022]. Por ello, es necesario complementar los resultados de ensayos clínicos con datos biomecánicos para dilucidar los efectos potenciales de estas intervenciones en la rehabilitación de la marcha [Nedergård et al., 2021]. En comparación con los entrenadores robóticos de marcha actualmente disponibles, se espera que los robots con un enfoque de asistencia según las necesidades y con múltiples grados de libertad favorezcan el aprendizaje motor y puedan mejorar el patrón de marcha posterior al ictus [Alingh et al., 2021]. Otra técnica que se ha propuesto para mejorar la respuesta motora durante la terapia robótica es el uso de biofeedback. En las terapias asistidas por robot se utilizan habitualmente herramientas visuales de biorretroalimentación, y una nueva aproximación basada en señales de electromiografía ha demostrado ser más efectiva que la basada en el torque articular para reducir la espasticidad [Tamburella et al., 2019].

En el contexto de la neuroplasticidad, se han utilizado modelos computacionales para estudiar la actividad cortical después de un ictus. La finalidad de estos modelos es facilitar la identificación y parametrización de los protocolos más prometedores para promover la neuroplasticidad [Norman et al., 2022]. A pesar de que la terapia de asistencia robótica de la marcha ha demostrado tener efectos positivos sobre la neuroplasticidad después de un ictus hemiparético, todavía no se ha

determinado su superioridad sobre el entrenamiento convencional [Kim et al., 2020]. La literatura actual tiene un impacto limitado en la práctica de la rehabilitación, todavía son necesarios más estudios para comprender los mecanismos detrás de la inhibición y excitabilidad neural y la regulación de la plasticidad cerebral [Simis et al., 2021].

El proyecto NIMBLE tiene como objetivo mejorar los resultados funcionales de la neuro-rehabilitación asistida por robots para personas que sufren de LM y ACV. El proyecto busca verificar tres hipótesis principales. La primera hipótesis indica que es posible distinguir los mecanismos de reparación neural de las adaptaciones al movimiento. La segunda hipótesis sugiere que el uso del aprendizaje por refuerzo mediante la exploración del movimiento y la retroalimentación háptica mejorará los resultados motores de la neuro-rehabilitación con respecto a la terapia convencional asistida por robot. Finalmente, la tercera hipótesis propone que es posible predecir los resultados funcionales tras la terapia de neuro-rehabilitación robótica utilizando modelos neuromusculares personalizados.

Considerando estas hipótesis, el proyecto tiene varios objetivos principales. En primer lugar, modelar el proceso de neuro-rehabilitación de pacientes con ACV y LM y mejorar los marcadores fisiológicos y biomecánicos de la respuesta del paciente a la terapia robótica para comprender mejor los mecanismos neurales subyacentes a la regulación de la excitabilidad corticoespinal en el sistema motor. Además, el proyecto tiene como objetivo desarrollar y validar un nuevo enfoque terapéutico robótico basado en aprendizaje por refuerzo y el uso de la plataforma robótica Exo-H3. Por último, se desarrollarán métodos de modelado biomecánico y simulación que respalden la predicción del proceso de recuperación motora específica de cada sujeto.

En resumen, el proyecto NIMBLE tiene como objetivo optimizar los robots de neuro-rehabilitación utilizados para la rehabilitación de pacientes con LM o ACV, con el objetivo de mejorar los resultados y crear pautas terapéuticas para los protocolos clínicos. El proyecto se alinea con las directrices de Horizonte Europa y la Agenda Conjunta de Innovación y Desarrollo de la Investigación de la Asociación europea de Inteligencia Artificial, Datos y Robótica. Su novedad radica en su enfoque integrado, combinando la optimización basada en modelos, con modelos neuromusculares personalizados y métodos de simulación predictiva, y enfoques terapéuticos basados en el aprendizaje por refuerzo.

2. Materiales y metodología

El proyecto NIMBLE es el resultado de una colaboración entre múltiples instituciones y colaboradores clínicos. El equipo multidisciplinar del proyecto incluye el Instituto Cajal del Consejo Superior de Investigaciones Científicas (CSIC) para el procesamiento de señales biológicas, la robótica y los métodos computacionales en rehabilitación neural; la Universidad Rey Juan Carlos (URJC) para la instrumentación electrónica, mecatrónica y el control de los robots; y la Universitat Politècnica de Catalunya (UPC) para el modelado neuromuscular, el análisis del movimiento humano, la simulación predictiva del movimiento y el diseño de dispositivos robóticos para la asistencia en la marcha humana. También participan en el proyecto el Hospital Nacional de Paraplégicos (HNP) y el Hospital Los Madroños.

La Figura 1 proporciona una descripción general de las tres fases del proyecto NIMBLE y los materiales y la metodología empleados en cada fase. La fase 1 implica llevar a cabo un estudio observacional (estudio S1) con 15-20 pacientes durante el tratamiento tradicional de rehabilitación asistida por robots. Se recopilarán datos sobre la electromiografía de las extremidades inferiores, la biomecánica de la marcha y los potenciales motores evocados en diferentes puntos temporales del

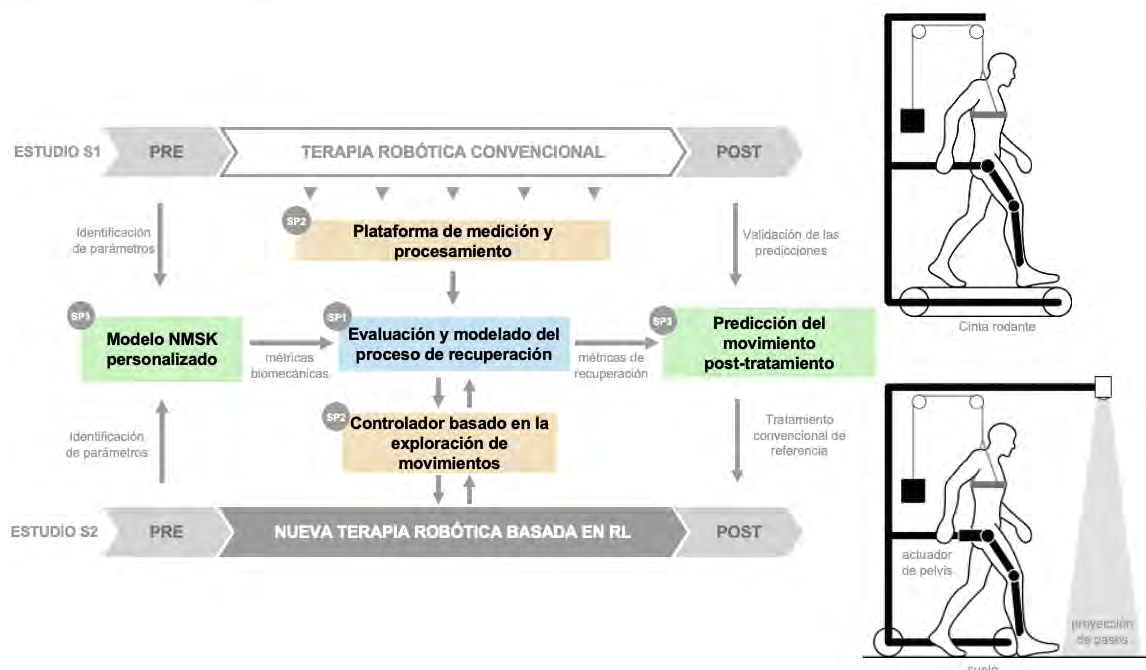


Figure 1. Enfoque del proyecto NIMBLE. Interacción entre las diferentes fases para el desarrollo de una nueva terapia robótica basada en aprendizaje por refuerzo.

estudio. Paralelamente, la fase 2 desarrollará la tecnología necesaria para implementar el enfoque terapéutico de NIMBLE, incluyendo monitoreo, procesamiento, diseño del robot e implementación del controlador. Además, utilizando los datos recogidos durante el estudio 1, se desarrollarán modelos neuromusculares personalizados y un sistema de simulación para predecir el deterioro de la marcha de los pacientes antes y después de la terapia.

Finalmente, en la fase 3, se llevará a cabo un estudio de prueba de concepto (estudio S2) con 7-10 pacientes durante el nuevo tratamiento de rehabilitación NIMBLE. El paradigma de este nuevo tratamiento se basa en la definición adaptativa de un entorno controlado que permita a los pacientes explorar por sí mismos ciertos movimientos que supongan, en función de la capacidad motora de cada uno, un ligero reto. El estudio S2 tiene como objetivo validar el nuevo enfoque terapéutico y evaluar las mejoras motoras asociadas. Además, se utilizará la herramienta de simulación creada durante la fase 2 del proyecto para comparar la precisión de la previsión del estudio S1 y S2, lo que permitirá comparar ambos enfoques terapéuticos.

3. Resultados y discusión

El presente trabajo introduce el proyecto NIMBLE, una investigación recientemente concedida con un gran potencial para mejorar la efectividad de la rehabilitación robótica en personas con LM y ACV. Nuestro enfoque se basa en utilizar la optimización basada en modelos biomecánicos personalizados y en el aprendizaje por refuerzo. Investigamos biomarcadores y potenciales motores evocados para predecir y optimizar la rehabilitación con robots. Nuestro objetivo es proporcionar una terapia de rehabilitación altamente adaptada, aprovechando al máximo la capacidad funcional residual del paciente y brindando un entorno robótico propicio para la recuperación.

La naturaleza interdisciplinaria del proyecto NIMBLE ha sido fundamental para reunir a expertos

en los campos de la robótica, la biomecánica y la neurofisiología. La experiencia colectiva de nuestro equipo será crucial para el éxito de la ejecución del proyecto y avanzaremos significativamente hacia la consecución de nuestros objetivos de investigación. A través del desarrollo de tecnologías y metodologías innovadoras, buscamos proporcionar un enfoque más personalizado y efectivo para la neuro-rehabilitación.

El proyecto NIMBLE también tiene importantes implicaciones para el futuro de la atención médica. Al desarrollar terapias personalizadas de rehabilitación con exoesqueletos robóticos, podemos mejorar la calidad de atención para personas con alteraciones de la marcha y reducir la carga en los sistemas de salud. Los resultados de este proyecto fomentarán el desarrollo de futuras investigaciones y prácticas clínicas en el campo de la neuro-rehabilitación, con posibles aplicaciones que se extienden a otras condiciones neurológicas.

En general, el proyecto NIMBLE representará una contribución significativa al campo de la neuro-rehabilitación, con el potencial de transformar la forma en que abordamos la rehabilitación robótica para personas con alteraciones de la marcha.

Agradecimientos

Esta contribución es parte del proyecto de I+D PID2021-123657OB-C31, financiado por MCIN/AEI/10.13039/501100011033 y por "FEDER Una manera de hacer Europa".

Referencias

- [Alingh et al., 2021] Alingh, J., Fleerkotte, B., Groen, B., Rietman, J., Weerdesteyn, V., van Asseldonk, E., Geurts, A., and Burke, J. (2021). Effect of assist-as-needed robotic gait training on the gait pattern post stroke: a randomized controlled trial. *Journal of neuroengineering and rehabilitation*, 18:1–12.
- [Fisher and Martins, 2021] Fisher, M. and Martins, S. (2021). Update of the world stroke organization activities. *Stroke*, 52(7).
- [Huete García, 2012] Huete García, A. (2012). Análisis sobre la lesión medular en España.
- [Kim et al., 2020] Kim, H., Park, G., Shin, J.-H., and You, J. H. (2020). Neuroplastic effects of end-effector robotic gait training for hemiparetic stroke: A randomised controlled trial. *Scientific reports*, 10(1):12461.
- [Labruyère, 2022] Labruyère, R. (2022). Robot-assisted gait training: more randomized controlled trials are needed! or maybe not? *Journal of neuroengineering and rehabilitation*, 19(1).
- [Nedergård et al., 2021] Nedergård, H., Arumugam, A., Sandlund, M., Bråndal, A., and Häger, C. K. (2021). Effect of robotic-assisted gait training on objective biomechanical measures of gait in persons post-stroke: a systematic review and meta-analysis. *Journal of Neuroengineering and Rehabilitation*, 18(1):1–22.

- [Norman et al., 2022] Norman, S. L., Wolpaw, J. R., and Reinkensmeyer, D. J. (2022). Targeting neuroplasticity to improve motor recovery after stroke: an artificial neural network model. *Brain Communications*, 4(6):fcac264.
- [Simis et al., 2021] Simis, M., Imamura, M., Sampaio de Melo, P., Marduy, A., Battistella, L., and Fregni, F. (2021). Deficit of inhibition as a marker of neuroplasticity (define study) in rehabilitation: A longitudinal cohort study protocol. *Frontiers in Neurology*, 12:695406.
- [Tamburella et al., 2019] Tamburella, F., Moreno, J. C., Herrera Valenzuela, D. S., Pisotta, I., Iosa, M., Cincotti, F., Mattia, D., Pons, J. L., and Molinari, M. (2019). Influences of the biofeedback content on robotic post-stroke gait rehabilitation: Electromyographic vs joint torque biofeedback. *Journal of neuroengineering and rehabilitation*, 16:1–17.
- [Wyndaele and Wyndaele, 2006] Wyndaele, M. and Wyndaele, J.-J. (2006). Incidence, prevalence and epidemiology of spinal cord injury: what learns a worldwide literature survey? *Spinal cord*, 44(9):523–529.

DESENVOLVIMENTO DE UMA PLATAFORMA DE BAIXO CUSTO PARA TREINAMENTO DE HABILIDADE MOTORA FINA UTILIZANDO JOGOS SÉRIOS

Iamara Correia, Renata Rego

Faculdade Centro Leste, Brasil, iamarabbc@ucl.br, renataribeirorego@ucl.br

Ledycnarf Holanda

Universidade Federal do Rio Grande do Norte, Brasil, fisioledyholanda@gmail.com

Leticia Silva

Faculdade Centro Leste, Brasil

Universidade Federal do Espírito Santo, Brasil, leticia.araujo@ucl.br

Resumo: Os movimentos de membro superior são importantes para execução de atividades de rotina, envolvendo tarefas de alcance, gestos e manuseio de objetos. Em função disso, foi desenvolvido um sistema composto por um controle - que utiliza um acelerômetro para obter os dados - e um jogo sério para melhorar a capacidade motora fina das mãos. O teste piloto da plataforma foi realizado em 10 pessoas saudáveis, incluindo um questionário de usabilidade (*System Usability Scale* e *Post Study System Usability Questionnaire*) e movimentos relacionados a habilidade motora fina. A partir dos testes, foi possível concluir que a plataforma teve bons resultados nas escalas de usabilidade de acordo com os jogadores, porém há melhorias a serem feitas em relação a qualidade da informação.

Palavras chave: Membro superior, reabilitação, jogo sério, python.

Abstract: The upper limb is of great importance for carrying out daily tasks as it performs basic functions such as the ability to reach out, gestures and handle objects. In this study, a system consisting of an accelerometer based control and a serious game was developed to improve the fine motor skills of the hands. To validate the results of the training platform, pilot tests were carried out with 10 healthy people - which included a satisfaction questionnaire (*System Usability Scale* and *Post Study System Usability Questionnaire*) and movements related to fine motor abilities. From the results of tests, it was possible to conclude that the platform had good results in the usability scales according to the players, but there are improvements to be made in regards to the information quality.

Keywords: Upper-limb, rehabilitation, serious game, python.

1. Introdução

Os membros superiores são muito importantes para desenvolvimento pessoal por serem encarregados por várias funções [5], como a capacidade de alcance direcionado e a pressão e o domínio ao segurar objetos. Isso se faz possível pelo grande grau de amplitude de movimento do membro [10], porém, várias patologias podem interferir no correto funcionamento dos membros superiores - como o acidente vascular cerebral (AVC), a doença de Parkinson, a paralisia cerebral, entre outras. Como tal órgão apendicular é de extrema importância para atividades cotidianas (e.g. tomar banho, lavar louça,

escovar os dentes, escrever), ele desempenha um papel relevante na independência do indivíduo [9].

As consequências do comprometimento do membro superior devem ser inseridas como objetivos terapêuticos da reabilitação. Há diversas formas de reabilitação para membros superiores, que dependem da região anatômica a ser tratada. Uma modalidade de tratamento que vem crescendo nos últimos anos é o uso de jogos sérios para reabilitação motora, pois oferece vantagens como a flexibilidade de local e horário, e a possibilidade de receber o *feedback* remotamente do seu tutor [3].

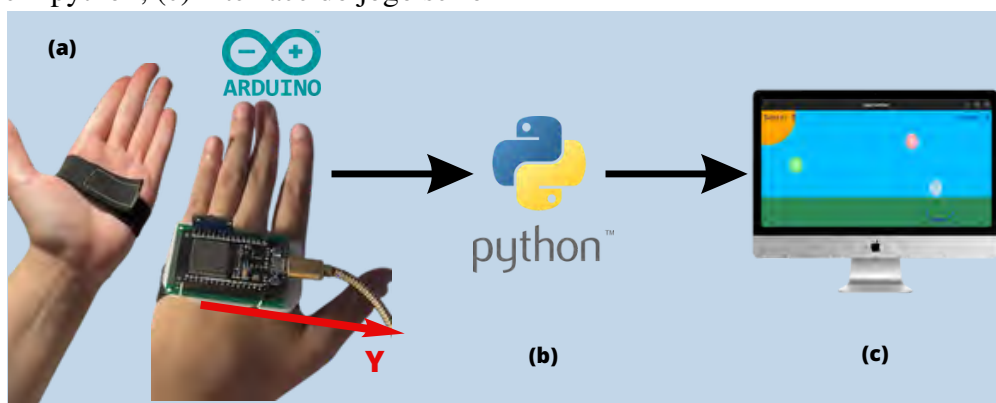
Jogos sérios podem ser definidos como jogos que têm como objetivo não somente o entretenimento, servindo também para saúde, educação, etc. [6]. O uso de jogos nas atividades de reabilitação tem a capacidade de aumentar a motivação dos usuários, o engajamento na atividade e o aprendizado [1]. Algo comum no uso de jogos sérios para reabilitação de membro superior é o uso de sensores comerciais [6], como o Xbox™ Kinect. Isso pode ser uma desvantagem, pois seu uso fica limitado às restrições do sensor comercial, podendo haver uma baixa qualidade na captação de movimentos específicos [6]. Por outro lado, um equipamento criado especificamente leva em consideração a limitação motora de cada usuário, facilitando a utilização por mais pacientes. Um sensor comumente utilizado no desenvolvimento de equipamentos é o acelerômetro, mas geralmente é utilizado numa combinação com outros tipos de sensores em projetos mais complexos [6, 11, 4].

O presente trabalho se propõe a construir uma plataforma composta por um jogo e um controle específico utilizando um acelerômetro, para o desenvolvimento da habilidade motora fina das mãos. Além disso, o projeto consiste em um equipamento leve, de baixo custo, fácil utilização e consiste em um sistema lúdico que pode ser utilizado em qualquer computador de forma gratuita.

2. Sistema Proposto

A Figura 1 mostra o esquemático do sistema proposto para reabilitação habilidade motora fina. O sistema é constituído por três principais blocos: sensor para aquisição e envio de dados, decodificação do sinal recebido para controle, e jogo sério.

Figura 1: Esquemático do sistema proposto. (a) sensor para detecção de movimento; (b) decodificação do código em python; (c) interface do jogo sério



2.1 Aquisição de Dados

Um MPU-6050 foi utilizado para obter os dados do movimento da mão do usuário. Este sensor possui três eixos de acelerômetro e três eixos de giroscópio, e utiliza o protocolo *I2C* para transmissão de dados utilizando uma frequência de amostragem de até 1 kHz . Neste trabalho, nós utilizamos apenas os valores do acelerômetro, que correspondem a aceleração linear que o sensor está sofrendo, com o resultado em unidades de gravidade (m/s^2).

Com os dados adquiridos pelo MPU-6050, utilizou-se um ESP-32 para converter a aceleração linear (AL) em saída de controle para o jogo sério. Como o movimento do jogo é unidimensional, apenas um eixo de movimento foi considerado, sendo, neste caso, o eixo Y. Para calibrar o sensor, encontrou-se o valor correspondente a AL para o sensor em repouso (baseline) - com o sensor apoiado em uma superfície horizontal. Tal valor foi utilizado como limiar mínimo (th_{min}) para que o sensor enviase, como saída, as letras referentes às teclas que deveriam ser pressionadas para controlar o jogo. Se $AL > th_{min}$, o comando “a” era enviado; caso contrário, $AL < th_{min}$, a letra “d”. Para a nossa aplicação, encontrou-se um th_{min} de $0,5m/s^2$. Por fim, após os dados serem recebidos no computador, tais saídas (“a” e “d”) foram convertidas em comandos do teclado utilizando uma biblioteca em python¹. Neste caso, por se tratar de um trabalho inicial, a velocidade permanece constante. Em futuros trabalhos planeja-se utilizar uma velocidade variável de acordo com o movimento da mão do usuário.

Vale ressaltar que a escolha do MPU-6050 e ESP-32 se deu por: baixo-custo dos componentes; possibilidade de desenvolver uma estrutura mais leve, menor e com transmissão de dados sem fio. Na Figura 1(a) é possível ver o sensor desenvolvido.

2.2 Jogo Sério

Como dito, um jogo sério foi desenvolvido a fim de desenvolver ou aprimorar a habilidade motora fina das mãos, utilizando os movimentos da mão do jogador para controlar o jogo.

O jogo possui uma interface simples, e o código está disponível em ². Para o nosso trabalho, algumas modificações foram realizadas de forma que o jogo possua 5 níveis de dificuldade, mudando apenas a velocidade entre cada nível. Esse ajuste foi realizado para aumentar o engajamento dos participantes durante o protocolo.

De modo geral, o jogo consiste em uma paisagem simplificada de um gramado, que pode ser observada na Figura 1(c), onde pequenos ovos caem do céu e o jogador deve controlar uma cesta para que os ovos não caiam no chão. Cada ovo que o jogador consegue salvar lhe dá 10 pontos e o jogo é encerrado caso 3 ovos caiam fora da cesta. Um nível pode ser jogado infinitamente caso o jogador não perca as três vidas (três ovos), porém, para o protocolo do teste, cada nível foi jogado por no máximo 2 minutos.

2.3 Estrutura Física

Conforme pode ser observado na Figura 1, uma pulseira ajustável com o MPU-6050 e ESP-32 foi desenvolvida. Esta foi posicionada no dorso da mão, próximo a cabeça do metacarpo do IV dedo, podendo ser utilizada tanto para a mão esquerda quanto para a direita. A estrutura foi desenvolvida de forma que pudesse ser utilizada em diferentes pessoas, com uma faixa elástica e velcro para ajustar o tamanho. Para que o sensor ficasse fixo e estável, foi utilizados elásticos novamente, porém plásticos, de modo a diminuir a possibilidade de interferência por conta de instabilidade na posição do sensor. A comunicação com o computador ocorre via serial, podendo ser aprimorada para comunicação sem fio em projetos futuros.

2.4 Avaliação

Para avaliar o sistema proposto, 10 pessoas sem limitações de movimentos de membro superior (saúáveis) foram selecionadas. As características dos indivíduos são: 80% foram do gênero femi-

¹pyautogui

²https://github.com/SmallLion/Python-Projects/blob/main/egg_catcher.py

nino, 100% foram destros e a média das idades foi de 21,2 anos - com o desvio padrão de 2,25 anos.

Dois tipos de teste foram realizados: teste A e teste B. No teste A, 6 participantes jogaram apenas o primeiro nível, finalizando o jogo quando três ovos caíam no chão. Já no teste B, 4 participantes testaram cada um dos cinco níveis desenvolvidos, jogando um mesmo nível até acabarem as três vidas ou até completar dois minutos na fase atual. Para o teste B, foi avaliado o tempo máximo em que o usuário permaneceu em cada fase.

2.5 Análise dos Dados

A metodologia utilizada para avaliar a plataforma se baseia na motivação e engajamento do usuário para utilização do jogo sério. Duas escalas foram utilizadas: a Escala de Usabilidade do Sistema (System Usability Scale - SUS) [2] e o Questionário de Usabilidade de Sistemas Pós-Estudo (Post Study System Usability Questionnaire - PSSUQ) [7]. Na primeira, o voluntário atribui uma pontuação de 1 a 5 para cada pergunta, em que 1 indica total discordância com a afirmação e 5 indica total concordância. A pontuação desta escala é calculada - levando em consideração a paridade da questão - pela seguinte equação:

$$T = 2.5 \left[\left(\sum_{\text{impar}} p - 1 \right) + \left(\sum_{\text{par}} 5 - p \right) \right],$$

sendo p a pontuação de cada questão.

Já para a segunda escala utilizada, o PSSUQ, a média da pontuação das questões é utilizada como métrica. Neste caso, um questionário padronizado de 16 elementos, que pode ser pontuado de 1 ("Concordo totalmente") a 7 ("Discordo totalmente"), sendo 4 considerado "neutro" foi utilizado. Também é possível avaliar diferentes aspectos da experiência do usuário utilizando PSSUQ: a utilidade do sistema (SYSUSE), qualidade da informação (INFOQUAL) e a qualidade da interface (INTERQUAL).

3. Resultados e Discussões

Dez voluntários saudáveis participaram dos testes preliminares realizados a fim de avaliar o sistema proposto. Para as escalas de usabilidade, SUS e PSSUQ, uma pontuação de $T = 80,75$ foi obtida para a escala SUS, resultado acima da média (68) [8]. Dos 10 participantes, 8 consideraram a usabilidade acima da média, apenas 2 consideraram abaixo da média, com pontuação de 60 e 65.

Já na escala PSSUQ, o resultado foi uma pontuação de 2,559, que também demonstra uma boa usabilidade. Os resultados do SYSUSE (1,9), INFOQUAL (3,4) e INTERQUAL (2,4) também descrevem bons resultados, porém o resultado da qualidade da informação ficou mais próximo do neutro, indicando que há melhorias a se fazer nessa categoria. A qualidade da interface também pode ser aperfeiçoada para melhorar a pontuação.

Para etapas subsequentes planeja-se melhorar a interface do jogo e a aparência do controle, podendo incluir elementos de realidade virtual. Também é necessário aumentar a frequência da comunicação do arduino com o código de python, para que o jogo tenha uma maior fluidez.

Como dito, nós também avaliamos o tempo máximo em que o voluntário permaneceu em cada nível (veja Seção 2.4). Para isso, quatro sujeitos foram selecionados e os resultados podem ser vistos na Tabela 3. Esses resultados auxiliam na avaliação da dificuldade de cada nível. Melhorias devem ser feitas para que o desvio padrão (de um mesmo nível) seja menor. Nota-se que no primeiro nível o DP vale zero, pois todos os jogadores conseguiram jogar pelo tempo máximo. Já nos níveis 2 e 3 o DP começa a aumentar, demonstrando que o aumento no nível prejudicou o tempo de alguns dos

Tabela 1: Resultados do questionário *SUS*

Escala de Usabilidade do Sistema	Discordo				Concordo
	1	2	3	4	5
Acho que gostaria de usar este sistema com frequência.	0%	0%	40%	40%	20%
Achei o sistema desnecessariamente complexo.	90%	0%	10%	0%	0%
Achei o sistema fácil de usar.	0%	0%	0%	50%	50%
Acho que precisaria do apoio de um técnico para poder utilizar este sistema.	40%	30%	20%	10%	0%
Achei que as várias funções neste sistema estavam bem integradas.	0%	0%	30%	50%	20%
Eu pensei que havia muita inconsistência neste sistema.	20%	30%	30%	20%	0%
Eu imagino que a maioria das pessoas aprenderia a usar esse sistema muito rapidamente.	0%	0%	20%	20%	60%
Achei o sistema muito complicado de usar.	80%	10%	10%	0%	0%
Eu me senti muito confiante usando o sistema.	0%	0%	20%	30%	50%
Eu precisava aprender muitas coisas antes de poder usar esse sistema.	60%	20%	20%	0%	0%

Tabela 2: Resultados do questionário *PSSUQ*

Questionário de Usabilidade Pós-estudo do Sistema	Concordo						Discordo	N/A
	1	2	3	4	5	6	7	
No geral, estou satisfeito com a facilidade de usar este sistema.	30%	40%	30%	0%	0%	0%	0%	0%
Era simples de usar este sistema.	60%	20%	10%	10%	0%	0%	0%	0%
Consegui concluir as tarefas e cenários rapidamente usando este sistema.	20%	40%	30%	10%	0%	0%	0%	0%
Eu me senti confortável usando este sistema.	50%	40%	10%	0%	0%	0%	0%	0%
Foi fácil aprender a usar este sistema.	60%	40%	0%	0%	0%	0%	0%	0%
Acredito que poderia me tornar produtivo rapidamente usando este sistema.	10%	40%	30%	10%	0%	0%	0%	10%
O sistema deu mensagens de erro que me disseram claramente como corrigir problemas.	0%	10%	20%	20%	10%	0%	10%	30%
Sempre que cometi um erro ao usar o sistema, pude me recuperar fácil e rapidamente.	10%	30%	30%	10%	20%	0%	0%	0%
As informações (como ajuda on-line, mensagens na tela e outras documentações) fornecidas com este sistema eram claras.	10%	20%	20%	20%	20%	0%	10%	0%
Foi fácil encontrar as informações que eu precisava.	20%	0%	40%	40%	0%	0%	0%	0%
As informações foram eficazes para me ajudar a concluir as tarefas e os cenários.	20%	20%	20%	40%	0%	0%	0%	0%
A organização das informações nas telas do sistema foi clara.	40%	40%	20%	0%	0%	0%	0%	0%
A interface deste sistema era agradável.	10%	70%	20%	0%	0%	0%	0%	0%
Gostei de usar a interface deste sistema.	20%	70%	10%	0%	0%	0%	0%	0%
Este sistema tem todas as funções e capacidades que espero que tenha.	10%	20%	30%	30%	10%	0%	0%	0%
No geral, estou satisfeito com este sistema.	20%	50%	20%	10%	0%	0%	0%	0%

participantes. Nos níveis 4 e 5 é perceptível que o DP volta a diminuir, estabilizando um tempo mais similar entre os participantes.

Tabela 3: Teste B: tempo de cada jogador por nível

Jogador	Nível 1	Nível 2	Nível 3	Nível 4	Nível 5
1	2 min	2 min	1 min 50 s	52 s	46 s
2	2 min	2 min	1 min 7 s	1 min 13 s	45 s
3	2 min	1 min 17 s	33 s	1 min 10 s	48 s
4	2 min	1 min 18 s	43 s	1 min 6 s	32 s
DP	0 s	25 s	34 s	9 s	7 s

4. Conclusão

A reabilitação motora de membros superiores é de grande importância para permitir uma melhor qualidade de vida. Neste trabalho, uma plataforma para reabilitação motora fina de membros superiores foi desenvolvida utilizando sensores de baixo custo e uma interface com usuário simples. Resultados preliminares de testes realizados com 10 participantes, mostraram que o sistema possui boa usabilidade em ambas as escalas utilizadas (*SUS* e *PSSUQ*). Além disso, testes realizados para o tempo máximo de permanência em cada nível, permitiu verificar o nível de dificuldade em cada nível. Para trabalhos futuros, novos jogos serão desenvolvidos utilizando realidade virtual e novos testes serão realizados em outros grupos.

5. Agradecimentos

Ao Fundo de Apoio à Ciência e Tecnologia do Município de Vitória (FACITEC) e a Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior - Brasil (CAPES) - Código de Financiamento 001.

6. Referências

- [1] S. Al-Rayes, F. Ali Al Yaqoub, A. Alfayez, D. Alsalman, F. Alanezi, S. Alyousef, H. AlNujaidi, A. K. Al-Saif, R. Attar, D. Aljabri, S. Al-Mubarak, M. M. Al-Juwair, S. Alrawiai, L. Saraireh, A. Saadah, A. Al-umran, and T. M. Alanzi. Gaming elements, applications, and challenges of gamification in healthcare. *Informatics in Medicine Unlocked*, 31:100974, 2022.
- [2] J. Brooke. SUS: A quick and dirty usability scale. In P. W. Jordan, B. Thomas, I. L. McClelland, and B. Weerdmeester, editors, *Usability Evaluation In Industry*, chapter 21. CRC Press, Londres, 1996.
- [3] A. G. D. Corrêa, N. R. Kintschner, and S. M. Blascovi-Assis. System of Upper Limb Motor Rehabilitation Training Using Leap Motion and Gear VR in Sessions of Home Game Therapy. In *2019 IEEE Symposium on Computers and Communications (ISCC)*, pages 1097–1102, 2019.
- [4] I. Herrera-Luna, E. Rechy-Ramirez, H. Ríos-Figueroa, and A. Marin-Hernandez. Sensor Fusion Used in Applications for Hand Rehabilitation: A Systematic Review. *IEEE Sensors Journal*, 19:3581–3592, 05 2019.
- [5] A. I. Kapandji. *Fisiologia articular: tronco e coluna vertebral*. Rio de Janeiro: Panamericana, 2000.
- [6] E. Koutsiana, L. Ioannis, D. Fotopoulos, A. Chytas, V. Kilintzis, and I. Chouvarda. Serious gaming technology in upper extremity rehabilitation: a scoping review (Preprint). *JMIR Serious Games*, 8, 04 2020.
- [7] James R. Lewis. IBM computer usability satisfaction questionnaires: Psychometric evaluation and instructions for use. *International Journal of Human-Computer Interaction*, 7(1):57–78, 1995.
- [8] James R. Lewis. The System Usability Scale: Past, Present, and Future. *International Journal of Human-Computer Interaction*, 34(7):577–590, 2018.
- [9] L. R. Santos, L. R. Sousa, C. R. Lopes, J. Dionísio, S. B. Fenelon, and C. Z. Hallal. Game Terapia na Doença de Parkinson: Influência da Adição de Carga e Diferentes Níveis de dificuldade sobre a amplitude de Movimento de Abdução de Ombro. *Revista Brasileira de Ciência e Movimento*, 25(4):32, 2017.
- [10] A. Shumway-cook and M.H. Woollacott. *Controle Motor: TEORIA E APLICAÇÕES PRÁTICAS*. MANOLE, 2010.
- [11] X. Song, S. van de Ven, S. S. and Chen, P. Kang, Q. Gao, J. Jia, and P. B. Shull. Proposal of a Wearable Multimodal Sensing-Based Serious Games Approach for Hand Movement Training After Stroke. *Frontiers in Physiology*, 13, 2022.

ASSISTIVE ROBOTICS: DEVELOPMENT OF A ROBOTIC ARM FOR REHABILITATION IN PATIENTS WITH HEMIPARESIS

Victor Barros Coch

Intelligent Robotics and Automation Group, Federal University of Rio Grande, Brazil
victorbarroscoch@gmail.com

Mateus Borges de Oliveira Pinto

School of Engineering, Federal University of Rio Grande, Brazil
mateusbdop@gmail.com

Kelli Tissot Moraes

Automation Engineering, Federal University of Rio Grande, Brazil
kelli.tissot@gmail.com

Gustavo Zenker Machado

School of Engineering, Federal University of Rio Grande, Brazil
gustavozenker1@gmail.com

Vinícius Menezes de Oliveira

Intelligent Robotics and Automation Group, Federal University of Rio Grande, Brazil
vinicius@ieee.org

Abstract: *Rehabilitation of upper limb movement in patients with hemiparesis has been a long-standing struggle for physical therapy professionals. Tools such as robotic-assisted therapies have shown great potential to assist in the rehabilitation process of patients. Relative to traditional rehabilitation interventions, robotic systems can provide more effective and intensive physical therapy as new interventions are being used to assist in the rehabilitation of patients with certain movement restrictions, especially after stroke. Currently, this research work aims to present a study on the planning of the trajectory of a robotic arm, which will be suggested to the patient in order to perform the movement for rehabilitation. Furthermore, it is intended that the trajectory can be generated in real time to better meet the patient's movement needs and restrictions. In view of the need for real-time trajectory generation, it is necessary that a simple model of the manipulator work area be used as a limit and boundary condition for the task space. As a result, the development of a prototype of the REHABOT robot began, a mechanical project based on the open source project of the Reachy robot, the advances are currently in the final phase, from assembly and functional tests.*

Keywords: *Rehabilitation, Trajectory, Stroke, Restriction.*

.μ

1. Introduction

Every year about 15 million people in the world suffer a "Brain Stroke"; of these, five million die and another five million become disabled, with some sequels such as difficulty walking, visual and language disorders, reasoning and memory disorders, making them dependent on daily care [1].

In recent years, research has been carried out in the area of assistive technologies for applications in the rehabilitation of patients with some movement restriction. The work to recover from functional use of the upper extremity in patients with hemiparesis has been a longstanding struggle for patients and therapists. The use of robots in physiotherapy trajectories has great potential to ensure high intensity and repeatability of movements, thus allowing greater progress in treatment [2].

However, when we take into account development and production costs, it is clear that many of the projects have a high cost involved, making their production on a larger scale unfeasible and limiting their reach to less favored regions. Aiming to reach a broader scenario, and using open-source prototypes, researchers need to face certain difficulties, relying on projects such as *Reachy* by Pollen Robotics [4], is the way to make it possible.

The lowest cost models for rehabilitation of the upper limbs are the robotic arms, which, despite still having limitations, are a great starting point for the technology used to be developed, together with physiotherapists and specialists in the field, to enable the construction of a usable prototype for a wide range of applications.

In order to place the present work in the context which it takes place, it is first necessary to highlight that it belongs to the Assistive Robotics group of the Federal University of Rio Grande (FURG) - REHABOT in partnership with the Carlos III University of Madrid (UC3M), which seeks to develop tools in the areas of robotics and computing in order to help patients who have any type of needs related to rehabilitation of upper limbs after Brain stroke.

2. Related Works

According to previous research [5], robot-assisted therapy has been shown to be more effective than conventional rehabilitation in improving upper extremity motor impairment in people after stroke, especially in cases of notable upper extremity hemiplegia. However, it may have limited potential for spontaneous recovery.

Furthermore, it is known that people with hemiparesis have their quality of life greatly impaired, making it difficult or preventing them from carrying out daily tasks, depending on the degree of disability. Researches show that the treatment through RAGT [6] (Robot-Assisted Gait Training), added to the conventional therapy, resulted in a very significant improvement in the patients' quality of life. Both sessions are approximately 40 minutes long, with RAGT therapies being performed twice a week and conventional therapies five times a week.

3. Methodology

3.1 Workspace

To make it possible to generate trajectories in real time, it is necessary to obtain a simple way to check the handler action limits. In order to meet this criterion, it was decided to model the workspace, which encompasses all tangible Cartesian positions to the end effector of the robot.

The method developed for this task is summarized in a random mapping of the joint space, through direct kinematics, followed by dimensional reduction, perimeter identification and, finally, the construction of the approximate three-dimensional volumetric mesh of the space.

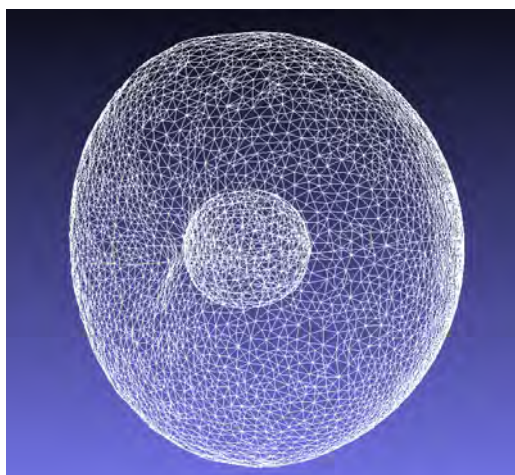


Figure 1. Volumetric mesh of the workspace.

3.2 Trajectory Planning

For the development of this work, we chose to use *Reachy*, which is a full-size prosthetic robotic arm that can be intuitively programmed by demonstration or through an easy-to-use programming library [4]. As a robotic arm, it has the same 7 GDLs as a human arm

Several approaches have been proposed to calculate the trajectory of manipulators. For the present work, three trajectory generation methods were simulated: third-order polynomial, fifth-order polynomial and linear with parabolic smoothing. All methods were simulated to generate trajectories in Cartesian space and joint space. It is important to note that for all trajectories the initial and final velocities of the trajectory are zero and the duration of the movement is 256s and each part of the movement (from the central point *M* to a vertex and the way back) has duration of 16s.

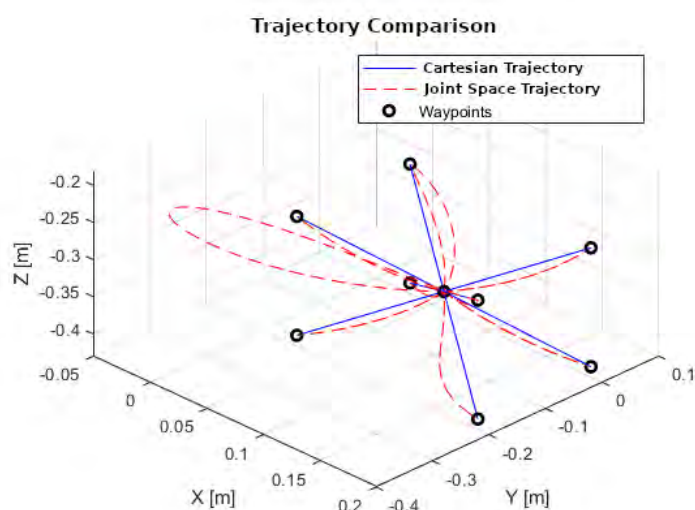


Figure 2. Comparison of trajectory generation in Cartesian and joint space: linear with parabolic smoothing.

The results presented by Figures 2 and 3 make it clear that the generation of the trajectory in

the Cartesian space faithfully follows the proposed path, since the interpolation takes place in the workspace itself. On the other hand, the generation of joints in space does not guarantee that the intermediate points respect the limits of the joints or are free of collisions. Among the methods, the fifth-degree polynomial was the one that presented the smallest error between the proposed path and the path generated for the joint space. Such features of the generation type are also noted for the smoothness of movement. The generation of trajectories in Cartesian space can present uniqueness problems due to the non-linear mapping performed by the inverse kinematic model, in addition, its predictable movement in the workspace means that the joint movement is not necessarily smooth.

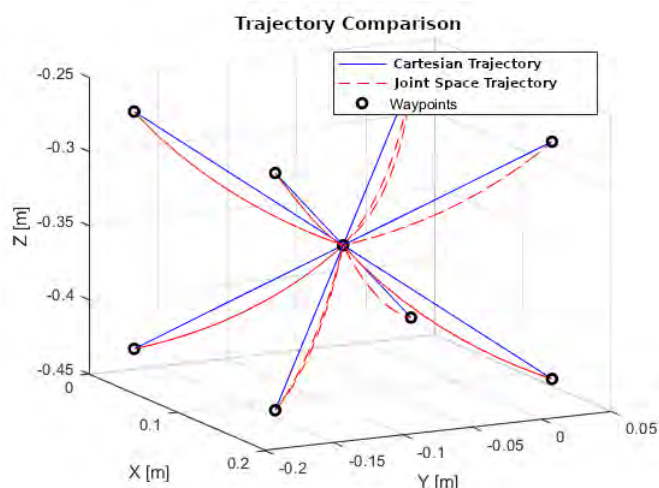


Figure 3. Comparison of trajectory generation in Cartesian space and in joint space: fifth-degree polynomial.

4. Results

4.1 REHABOT Prototype

The REHABOT prototype as mentioned earlier, is based solely on the reachy open source robot right arm module from Startup Pollen Robotics, which builds open source interactive robots based on Artificial Intelligence [4].

Throughout this research, the mechanical design of REHABOT underwent several tests and modifications, these tests being essential to obtain feedback on which materials have greater mechanical resistance, as well as whether the servomotors used would be able to deliver the necessary torque for the rehabilitation paths, which obviously is the proposal in this work.

It is understood that the Reachy Robot has some servomotors shared with Cyton Gamma 1500, commercial robot from Robai [3] which in turn had the coincidence of having a copy available in the research group's laboratory, financially simplifying the assembly of the REHABOT prototype.



Figure 4. Latest version REHABOT Prototype.

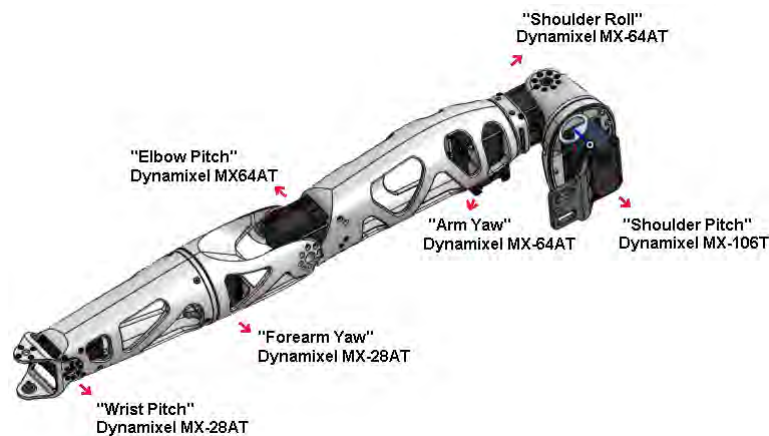


Figure 5. Schematic with the location of the motors and their respective degrees of freedom.

4.2 REHABOT control

To develop REHABOT, high quality components were used, including servo motors with two operation modes: compliant mode and rigid mode. Compliant mode is used to allow the motor to be moved freely by hand, while rigid mode is used to control the robot by defining a target position.

The way used to obtain the physiotherapeutic movement of the rehabot arm was done through demonstration recording. In this way, the physiotherapist demonstrates the complete trajectories to the REHABOT arm by moving it manually in a compatible way, recording its positions to reproduce them later. In this way, it will be possible to provide patients with a more personalized and efficient treatment, given that the patient will have a more accurate rehabilitation training with greater repeatability, since the robotic arm will be executing the physiotherapy trajectory until a new movement is recorded, thus allowing to meet the motor limitations of different patients, making it easy to customize training for rehabilitation.

5. Conclusion

As the tests progress, the prototype design changes to define where the constraints come from, therefore the movements of each degree of freedom of the robot will be analyzed so that the necessary changes can be made so that the prototype has at least the range of motion of a human arm.

In robotics, it is known that there are different ways to control a robotic arm, such as direct or inverse kinematics. The study about the use of inverse kinematics will be intensified for future applications to the prototype, aiming to obtain more satisfactory results for the project. In conclusion, the REHABOT robotic arm presents itself as an innovative and efficient technology in the rehabilitation of patients with arm injuries. With its ability to customize training and accuracy and repeatability in the application of therapies, REHABOT can provide patients with a faster and more effective recovery. In addition, the use of REHABOT can contribute to improving the quality of life of these patients, allowing them to perform daily activities with greater ease and independence. Thus, the use of robotic technologies in the field of rehabilitation has great potential to revolutionize the treatment of patients with upper limb injuries.

6. References

- [1] M. B. Alves, N. M. KASHIWGI, A. S. Cypriano, and R. C. Sato. *Custo-benefício de protocolos para o acidente vascular cerebral: experiência do hospital israelita albert einstein*. Einstein: Educação Continuada em Saúde, São Paulo, 7(1):39–41, 2009.
- [2] L. Fonseca, A. Bó, D. Guiraud, B. Navarro, A. Gélis, and C. Azevedo-Coste. Investigating upper limb movement classification on users with tetraplegia as a possible neuroprosthesis interface., volume 40th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC) (pp. 5053-5056). IEEE, 2018.
- [3] Robai. *Cyton gamma 1500 arm specifications*, 2015. [Online; acessado em 1 de março de 2021].
- [4] Pollen Robotics. *Discover reachy, a robotic platform based on ai*, 2021. [Online; acessado em 24 de janeiro de 2023].
- [5] J. Wu, H. Cheng, J. Zhang, S. Yang, and S. Cai. *Robot-assisted therapy for upper extremity motor impairment after stroke: a systematic review and meta-analysis*. PTJ: Physical Therapy & Rehabilitation Journal, pages 1–13, 2021.
- [6] E. Yakşi, E. S. Bahadır, M. F. Yaşar, T. Alışık, R. Kurul, and A. Demirel. *The effect of robot-assisted gait training frequency on walking, functional recovery, and quality of life in patients with stroke*. Acta Neurologica Belgica, pages 1–8, 2023.

POCKET ELECTROSTIMULATION SYSTEM BASED ON EMG FOR BIOFEEDBACK APPLICATIONS

Augusto Tetsuo Prado Inafuco

Universidade Tecnológica Federal do Paraná - Curitiba, Brazil, inafuco.augusto@gmail.com

Thiago Simões Dias

Universidade Tecnológica Federal do Paraná - Curitiba, Brazil, tsimoedias@gmail.com

Daniel Prado Campos

Universidade Tecnológica Federal do Paraná - Apucarana, Brazil, danielcampos@utfpr.edu.br

José Jair Alves Mendes Junior

Universidade Tecnológica Federal do Paraná - Curitiba, Brazil, jjjunior@utfpr.edu.br

Abstract: *This work presents a system that generates an electrostimulation based on a muscle contraction for biofeedback applications as control of myoelectric prosthetic limbs. Two circuits were developed: one for electromyography signal acquisition and another for electrostimulation control. This last circuit, composed of a microcontroller, received the EMG signal and used statistical methods to identify a muscle contraction. If detected, the control device generates a symmetrical signal to an output circuit, which is responsible for sending a stimulation signal to the user. The device was projected to be used in a wearable pocket version supplied by batteries. The signals were analyzed by oscilloscope acquisitions and demonstrated to be suitable for EMG acquisition and generating the electrostimulation signal based on muscle activity.*

Key words: *Electrostimulation, Electromyography, Microcontroller, Biofeedback*

1. Introduction

The electrostimulation is a technique that applies electricity to generate artificial contraction on muscle cells [1]. It is employed in different applications of healthcare and rehabilitation. In addition, in combination with biofeedback, electrostimulation has been employed to treat pathologies such as pelvic floor dysfunction [2].

Furthermore, the electrostimulation technique can be used as a biofeedback signal for robotic devices, as in the development of prosthetic applications [3]. Even though this concept is well-known, using electrostimulation with biofeedback is few explored. Studies have been conducted using the biofeedback with lights and songs for the control of these external members [4], and parallel electrostimulation has been studied more frequently due to its large application - from muscles to bones [5].

However, due to their size and weight, as the need for a power line connection, many electrostimu-

lation devices are challenging to use or integrate with other projects. Furthermore, most of them are projected with a hard shield or use incisive methods [6] and do not have an output signal based on an input, with a pre-defined routine of frequency and amplitude values. In front of these limitations, developing an electrostimulation device that does not use incisive methods, connection to the power line, large size and weight, and pre-defined routines is a challenge.

Thus, this work presents the development of a pocket device for surface electromyography (EMG) acquisition and processing to provide a signal for electrostimulation for general applications. We developed this device for biofeedback applications, which could be employed for therapeutic use or in prostheses. For demonstration, it was chosen to implement the output signal for transcutaneous electrical nerve stimulation (TENS).

2. Materials and Methods

Figure 1 presents the main steps of the developed device. In this research, the EMG acquisition circuit and the control system were developed; electrodes and a transformer were used to collect and apply the signals, respectively, as shown in Figure 1. The EMG circuit board can acquire one single muscle, amplifying the small signal generated by a muscle after activation (contraction) and deactivation (relaxation). To connect the board to the user, three silver chloride (AgCl) electrodes were used in a bipolar configuration.

To analyze the amplified muscle signal of the EMG system, a microcontroller system containing an ESP32 was developed. This board can receive analog signals and generate digital outputs with 3.3 V. Its main function is to interpret the EMG (analog) reading, identify if there is muscle activity - contraction - and, if positive, generate a symmetrical output signal that should be sent to the transformer. As the ESP32 cannot generate negative outputs, an H-Bridge L293D integrated circuit was used. Furthermore, to have a current of less than 10 mA [7] through an impedance of 100 k Ω , which is the average human skin impedance [8], a transformer was necessary to amplify the symmetrical signal from the embedded board and isolate the user from the control system.

2.1 EMG circuit acquisition

Figure 2 presents the developed EMG acquisition circuit. It is comprised of three stages: amplification, filtering, and conditioning. The first stage is amplification, which uses an integrated circuit INA128, an instrumentation amplifier. A gain close to 418 was projected using the resistor of 120 Ω and it was chosen aiming to amplify the EMG signal (which has amplitudes in order of millivolts) to near ± 1.5 V, which is the amplitude for the chosen microcontroller.

The second stage is a pass-band filter built with two 2nd-order Butterworth filters in Salley-Key topology. A High-pass filter was projected with a cut-off frequency of 65 Hz to attenuate movement artifacts, DC components, and lower line noise (60 Hz). On the other hand, a low-pass filter was projected with a cut-off frequency near 500 Hz, aiming to attenuate high-frequency components.

The conditioning stage provides an offset for the EMG signal, allowing connection to the analog-digital converter of the single supply microcontroller. An offset of 1.5 V is built with a summing amplifier. The reference signal is generated from the IC LM1117 1.5 V, inverted by an inverting amplifier, and summed with the signal in the inverting summing amplifier. One IC TL084, with four operational amplifiers, was used for both the filtering and conditioning circuits. The circuit includes a zener diode to prevent signals above 3.3 V from reaching the microcontroller.

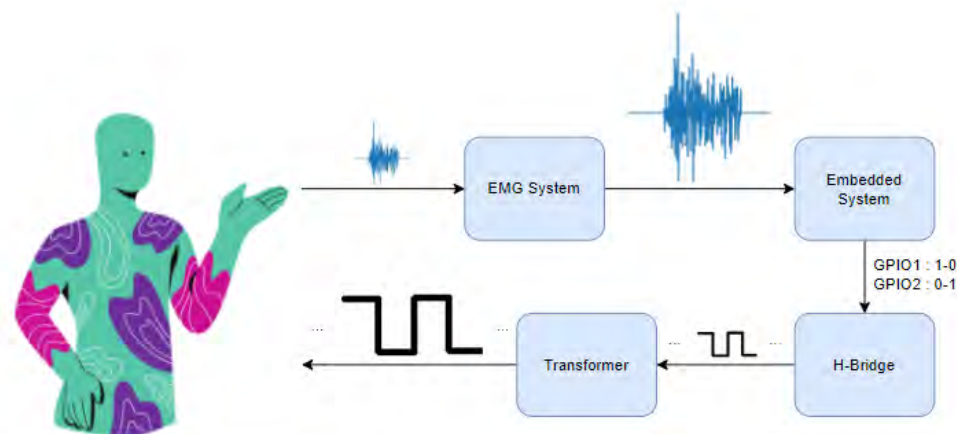


Figure 1. Sequence diagram about the system functionality. The collected EMG is filtered and amplified. Based on the EMG signal, the embedded system determines the output of the GPIOs, as high or low level to the H-Bridge. At least, the transformer amplifies the TENS signal.

2.2 Electrostimulation circuit and control

The electrostimulation circuit is divided into a control module and a stimulation circuit, which could be supplied for a USB connection or batteries. The control module is composed of an ESP32 microcontroller that acquires the EMG signal (with a sampling rate of 9,100 samples/second), identifies a muscle contraction, and generates a command for the stimulation circuit. Then, the stimulation circuit is comprised of an h-bridge and a transformer.

The H-Bridge was built using an L293D integrated circuit to provide a symmetric output with negative and positive amplitudes. It was developed connecting two General Purpose Input/Output (GPIOs) from ESP32 to the integrated circuit at the enabled ports of L293D. These ports control the waveform sent to the transformer. It is possible to ensure that the output signal is symmetrical by keeping one of the output ports from L293D as a reference.

The proposed biofeedback is made using combining acquisition and electrostimulation modes programmed in the microcontroller using a binary classifier to identify a muscle contraction. Based on the input signal (EMG), the system identifies the muscle contraction, generating a signal for stimulation. When the system identifies that the muscle contraction ends, the electrostimulation is ceased. The amplitude of the electrostimulation signal can be changed using a variable resistor (potentiometer) placed on the control board. The board also contains more than one button used to configure the operational modes of the system and interrupt any active routine (task).

To identify when the user is contracting the muscle, the microcontroller system uses Exponential Moving Averages (EMA) and a simple average of N -acquired values. Initially, an array of the length of N is allocated with values equal to the output of the EMG board when there isn't any muscle activity by the user. This array is updated while acquisition is performed, inserting the values read from the microcontroller. The values without the voltage offset are applied in the EMA formula. From the half-completed array, an average of the signals is acquired and compared to a threshold value. A contraction is detected if the returned value of this operation exceeds this pre-configured threshold.

2.3 Experimental Methodology

To evaluate the developed system, all parts were individually tested. Initially, the acquisition of the EMG system was tested with five volunteers, being the circuit and acquisition were approved by the Ethical Committee for Research of Federal University of Technology - Paraná, number 2759577. Brachioradialis and carpal ulnar muscles were analyzed. The routine performed by the volunteers consisted of squeezing a sponge ball for thirty seconds and relaxing for one minute, repeated five times.

The data collected from each participant was saved in CSV files, and the mathematical model was developed to identify muscular activation. Also, it was possible to realize backtests with this model, changing its parameters to find the highest accuracy possible. An oscilloscope (Tektronix TDS 2002B) was used to visualize the signals. The electrostimulation system response was verified using the oscilloscope, not applied to volunteers.

3. Results and Discussion

For the tests, the device was supplied with batteries. Figure 3a) presents the symmetrical signal in the control system's output. The pulse train is inputted into the transformer. One can note that both signals have opposite amplitudes, one of the requirements for this application.

Furthermore, Figure 3b) presents an acquisition of EMG signal and a respective actuation of the control device, recorded by the oscilloscope. Concerning the EMG circuit, the development acquisition board presented similar gain ranges (about 51 dB of amplitude) and a frequency band from 70 to 790 Hz from the project. The values present some differences due to the precision of the electronic components. However, these ranges are suitable for acquiring the EMG signal. One can note that the high-pass filter with a cut-off frequency above 60 Hz aided in attenuating frequencies of power line interference.

In Figure 3b), one can note the acting of control of electrostimulation. During the muscle activation, the pulses are sent for the H-Bridge and transformer, allowing biofeedback for the user. When the muscle activation stops, the control system identifies, and the electrostimulation is ceased. In this work, the electrostimulation was not applied to the volunteer, only presenting the resultant control signals.

Both circuits were placed on two boxes, designed as shown in Figure 3c). The EMG circuit was displaced on a box with 53.5 x 70 x 20 mm, and the electrostimulation circuit in a box with 52 x 75 x

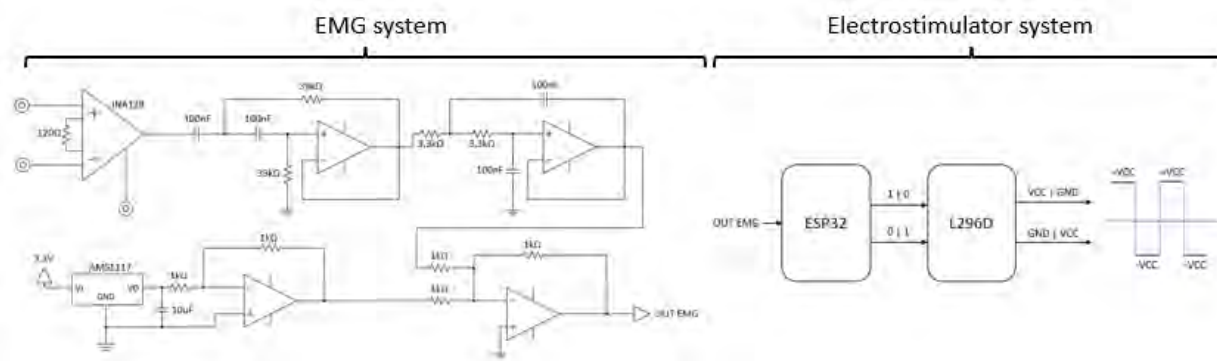


Figure 2. Schematic of EMG system and electrostimulator system. The EMG system is composed of operational amplifiers, and the electrostimulator system is formed by a microcontroller and H-Bridge.

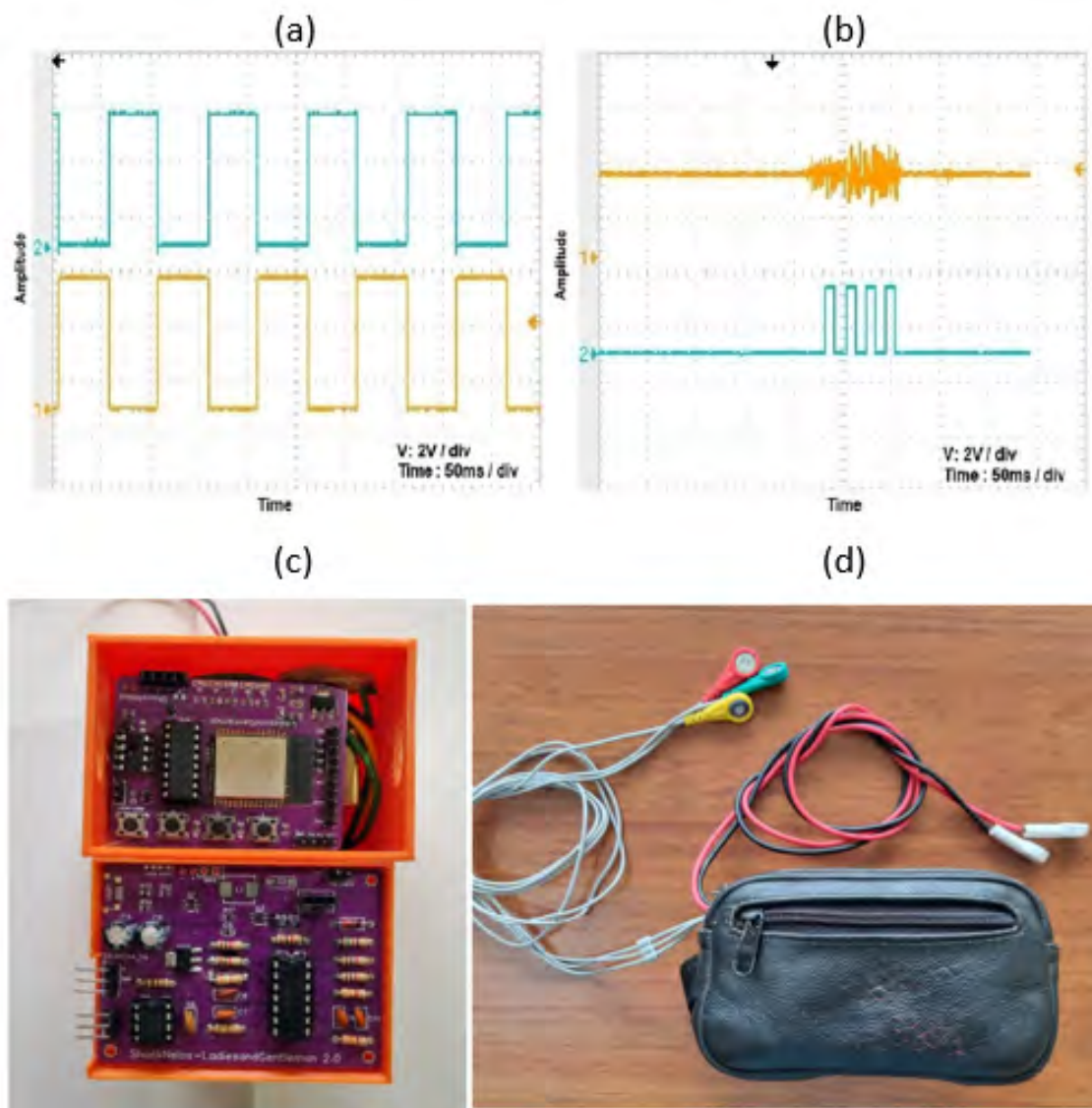


Figure 3. (a) The symmetrical signal generated by the control device (b) and an example of electrostimulation signal in response to a muscle contraction. (c) Electrostimulator and EMG system. (d) Electrostimulation as a biofeedback system encapsulated in a money belt.

80 mm. In this case, both transformer and batteries were placed, allowing the user to apply the device in some activities that do not demand cable connection with other equipment. As it can be considered a pocket system, the user can wear the device, as in a money belt, as presented in Figure 3d).

At last, the electrostimulation system was not tested in volunteers, one of the study's limitations. As the electrostimulation signal causes interference in the sEMG acquired by the system [9], it is important to evaluate the level of signal contamination in future studies.

4. Conclusion

The system formed by the EMG and microcontroller boards achieved the proposed objective. The embedded system acquired and identified a contraction from the EMG circuit and generated a response (the electrostimulation signal). Furthermore, the EMG was applied in this study and proved suitable for the proposed binary classification. The system was designed in a pocket version, allowing

the volunteers to use the system without the connection of cables to external devices.

For the next steps, we aimed to test the electrostimulation device, with both EMG and electrostimulation in the volunteer. One of the future applications is the use of this system in users of prosthetic limb controlled devices, validating the performance for biofeedback applications.

5. References

- [1] Carlos Eduardo Pinfildi, Rodrigo Antonio Carvalho Andraus, Ligia Megumi Iida, and Rodrigo Paschoal Prado. *Neuromuscular Electrical Stimulation Of Medium And Low Frequency On The Quadriceps Femoris*. Acta Ortopédica Brasileira, 26:346–349, 2018. Publisher: ATHA EDITORA.
- [2] Petra J. Voorham van der Zalm, Rob C. M. Pelger, Ingrid C. van Heeswijk-Faase, Henk W. Elzevier, Theo J. Ouwkerk, John Verhoef, and Guus A. B. Lycklama à Nijeholt. *Placement of probes in electrostimulation and biofeedback training in pelvic floor dysfunction*. Acta Obstetrica et Gynecologica Scandinavica, 85(7):850–855, 2006.
- [3] A. Hernandez Arieta, H. Yokoi, T. Arai, and Wenwei Yu. *Study on the Effects of Electrical Stimulation on the Pattern Recognition for an EMG Prosthetic Application*. In 2005 IEEE Engineering in Medicine and Biology 27th Annual Conference, pages 6919–6922, January 2005. ISSN: 1558-4615.
- [4] Marko Markovic, Meike A Schweisfurth, Leonard F Engels, Dario Farina, and Strahinja Dosen. *Myocontrol is closed-loop control: incidental feedback is sufficient for scaling the prosthesis force in routine grasping*. Journal of neuroengineering and rehabilitation, 15:1–11, 2018.
- [5] Guang Yao, Lei Kang, Cuicui Li, Sihong Chen, Qian Wang, Junzhe Yang, Yin Long, Jun Li, Kangning Zhao, Weina Xu, et al. *A self-powered implantable and bioresorbable electrostimulation device for biofeedback bone fracture healing*. Proceedings of the National Academy of Sciences, 118(28):e2100772118, 2021.
- [6] Fei Jin, Tong Li, Zhidong Wei, Ruiying Xiong, Lili Qian, Juan Ma, Tao Yuan, Qi Wu, Chengteng Lai, Xiyang Ma, et al. *Biofeedback electrostimulation for bionic and long-lasting neural modulation*. Nature Communications, 13(1):5302, 2022.
- [7] John G Webster. *Medical instrumentation: application and design*. John Wiley & Sons, 2009.
- [8] Eleanor. Criswell and Jeffrey R. Cram. *Cram’s introduction to surface electromyography*. Jones and Bartlett, 2011.
- [9] C Frigo, M Ferrarin, W Frasson, E Pavan, and R Thorsen. *Emg signals detection and processing for on-line control of functional electrical stimulation*. Journal of Electromyography and Kinesiology, 10(5):351–360, 2000.

**ADECUACIÓN DE LA INTENSIDAD AL ENTRENAMIENTO DE MIEMBRO
SUPERIOR CON EL ROBOT HUMANOIDE ROBIC: UN CASO DE ESTUDIO EN
EDAD INFANTIL PEDIATRICA.**

Miriam Salas Monedero

Unidad de Biomecánica y Ayudas Técnicas, Hospital Nacional de Paraplégicos (SESCAM), España, miriamsalasmonedero@gmail.com

Elisa López Dolado

Servicio de Rehabilitación, Hospital Nacional de Paraplégicos (SESCAM), España, elopez@sescam.jccm.es

Yolanda Pérez Borrego

Grupo FENNSI, Hospital Nacional de Paraplégicos (SESCAM), España, yaperez@sescam.jccm.es

Ángel Gil Agudo

Servicio de Rehabilitación, Hospital Nacional de Paraplégicos (SESCAM), España, amgila@sescam.jccm.es

José Carlos Pulido

INROBICS SOCIAL ROBOTICS, España, jcpulido@inrobics.com

Victor Cereijo Herranz

INROBICS SOCIAL ROBOTICS, España, 100366713@alumnos.uc3m.es

Fuensanta García

INROBICS SOCIAL ROBOTICS, España, fuengama@gmail.com

Ana de los Reyes Guzmán

Unidad de Biomecánica y Ayudas Técnicas, Hospital Nacional de Paraplégicos (SESCAM), España, adlos@sescam.jccm.es

Resumen: La robótica social de asistencia (RSA) es un campo en expansión en distintos ámbitos, surgiendo nuevas líneas de investigación en el campo de la rehabilitación física y cognitiva. El objetivo de este trabajo es presentar un caso de estudio en el que el paciente recibe un entrenamiento de los miembros superiores guiado por en la plataforma del Robot Humanoide Robic. Se trata de una paciente de 7 años con afectación motora consecuencia

de una lesión medular cervical. El entrenamiento consiste en 10 sesiones experimentales de 30 min cada una durante dos semanas. De cada sesión, se registran los datos de frecuencia cardiaca con un dispositivo "Wearable" y nivel de esfuerzo percibido. Antes de comenzar el entrenamiento y al finalizar las 10 sesiones experimentales se evalúa al paciente con el test. Al finalizar el entrenamiento, se observa una mejor adaptación cardiovascular al esfuerzo.

Palabras clave: *Neurorrehabilitación, miembros superiores, discapacidad pediátrica, robótica asistencial.*

Abstract: *Assistive social robotics (ASR) is an expanding field in different areas, with new lines of research emerging in the field of physical and cognitive rehabilitation. The aim of this paper is to present a case study in which the patient receives upper limb training guided by the Robic Humanoid Robot platform. The patient is 7 years old and has motor impairment as a consequence of a cervical spinal cord injury. The training consists of 10 experimental sessions of 30 min each for two weeks. From each session, heart rate data is recorded with a wearable device and level of perceived exertion. Before starting the training and at the end of the 10 experimental sessions, the patient is evaluated with the test "Exertion test". At the end of the training, a better cardiovascular adaptation to effort is observed.*

Keywords: *Neurorehabilitation, upper extremities, pediatric disability, assistive robotics.*

1. Introducción

La robótica social de asistencia (RSA) es un campo en expansión, basada en la utilización de robots que proporcionan un servicio o asistencia a las personas mediante la interacción social. La experimentación clínica ha demostrado que la motivación del paciente es un aspecto clave para el éxito de las terapias de rehabilitación neural con dispositivos robóticos y está directamente relacionada con el grado de implicación del paciente en el tratamiento. Diversos estudios apuestan por la integración de estos robots en los programas de rehabilitación pediátrica, para mejorar la adherencia a los ejercicios terapéuticos, promover la independencia de los niños durante la realización de los mismos (Butchart, 2021).

Un posible fallo de los componentes motivacionales, cómo puede darse en estos casos el de la intensidad de los ejercicios planteado, o lo que es lo mismo la inadecuación de las carga

de trabajo. La utilización de tecnología “wearable”, nos facilita la medición de una de las variables fisiológicas más importantes sobre la intensidad del ejercicio, la frecuencia cardíaca (FC). Trabajar en una intensidad baja- moderada favorece el aprendizaje del nuevo patrón de movimiento, y la motivación en los procesos de neurorrehabilitación (Salas-Monedero et al., 2022).

El objetivo de este trabajo es presentar la metodología para el cálculo de la intensidad del entrenamiento de los miembros superiores guiado por el robot humanoide Robic, aplicado un caso de lesión medular cervical pediátrica crónica.

2. Desarrollo

2.1 Marco Teórico:

Robic, es el resultado de la programación de un software que desde INROBICS se le da al robot Humanoide NAO (Figura 1). Esta programación consiste en una plataforma de salud digital basada en robótica social que proporciona sesiones de rehabilitación a niños que presentan limitaciones en su capacidad motora, cognitiva y social derivadas de alteraciones en el neurodesarrollo. Es un producto diseñado por y para profesionales, *registrado por la AEMPS a fecha 22 de marzo de 2021 como producto sanitario clase I, cuyo número de registro es RPS/777/2021*. El software de INROBICS está basado en Inteligencia Artificial complementada con un robot social de apariencia humanoide, un sensor RGB-D que monitoriza los movimientos del paciente y obtiene información de la FC a través pulsera Polar Verity Sense OHR (Figura 1).

2.2 Planteamiento del problema:

La pérdida de interés y menor compromiso terapéutico por parte del paciente a causa de los métodos rehabilitadores tradicionales en los cuales no se tiene en cuenta la adecuación de la intensidad del ejercicio, es lo que nos lleva a la puesta a punto e implementación de tecnologías que mejoren la motivación y la implicación del paciente en las terapias y tratamientos para así, mejorar la calidad de vida de los niños y adolescentes que crecen y se desarrollan con una lesión medular. En este trabajo se presenta una ampliación de un caso de estudio. Se trata de una paciente de 7 años con secuelas sensitivo-motoras graves tras una lesión medular cervical del nivel metamérico C7 completa secundaria a un astrocitoma

pilomixioide holomedular de grado II. La paciente cumplía los criterios de inclusión y se obtuvo el correspondiente consentimiento informado.

2.3 Método

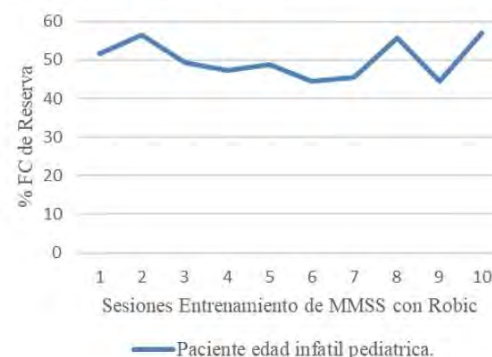
El entrenamiento duró 4 semanas e implicó la ejecución de 2-3 sesiones experimentales por semana (con un total de 10 sesiones). Cada sesión tuvo una duración de 30 min aproximadamente, la cual se dividía en calentamiento, parte principal y vuelta a la calma. Las sesiones tenían un objetivo de fuerza- resistencia de los miembros superiores, a nivel de los músculos asociados a la realización de la actividad de la vida diaria como la abducción (Figura 3), elevación escapular y rotaciones interna y externa del hombro, a una intensidad moderada (65%-80% FC) (Mulroy et al., 2011) dirigido por el robot humanoide Robic, siempre con la supervisión continua de al menos un miembro del equipo investigador. Las mediciones de FC se obtuvieron durante una medición continua en todas las sesiones.

Figura 1: ABD de hombro durante la sesión 1 dentro del programa de entrenamiento para miembro superior con el robot humanoide Robic.



En el foto podemos ver, en el brazo derecho del sujeto, una banda elástica donde se encuentra el dispositivo 1. Polar verity sense OHR , y delante se encuentra 2. Robic, robot Humanoide NAO .

Figura 2: Línea de tendencia de % de FC de Reserva aplicando la formula de Dallmeijer et all.



2.4 Resultados

La paciente completó las 10 sesiones del programa de entrenamiento. Se compararon medidas de las sesiones experimentales 1 y 10. El esfuerzo percibido según escala de Borg pasó de 5 (sensación severa) en la sesión 1 a 2 (sensación leve) en la sesión 10. Para realizar el cálculo de la intensidad durante las sesiones se utilizó el siguiente procedimiento (Dallmeijer y cols., 1996): $\% \text{ FC de Reserva} = (\text{FC pico} - \text{FC Observada}) / (\text{FC pico} - \text{FC reposo}) \times 100$. El % de FC de reserva para la sesión fue del 51, 74 % y del 57,04 % para la sesión 2, próximos

al 60% FC de reserva para el cual sabemos que tienen total relación con una intensidad aeróbica leve- moderada en un Umbral 1 en cuanto al trabajo cardiovascular. La frecuencia cardíaca en situación basal fue más baja en la sesión 10 que en la sesión 1 (frecuencias máximas de 118 y 109, respectivamente y frecuencias mínimas de 108 y 90, respectivamente). En la figura 2 se puede ver la tendencia que ha obtenido la paciente mediante la ejecución de las sesiones en cuanto al % de FC de reserva no sobrepasando nunca el 60% FCreserva obteniendo así un correcto trabajo de la intensidad gracias a la temporización de las cargas de trabajo.

2.5 Discusión

La experiencia clínica mostrada en este caso de estudio ha sido satisfactoria. La paciente ha completado el entrenamiento propuesto, que consiste en 10 sesiones experimentales utilizando la plataforma Inrobics por medio del robot humanoide Robic que guía los ejercicios. El caso de estudio se realiza sobre una paciente de 7 años con secuelas sensitivo-motoras graves tras una lesión medular cervical del nivel metamérico C7 completa secundaria a un astrocitoma pilomixóide holomedular grado II.

La adherencia al entrenamiento conseguida durante todas las sesiones experimentales ha sido muy buena gracias al diseño del programa de entrenamiento basándonos en la adecuación de la intensidad de trabajo mediante la medición de la FC. La intensidad es una de las variables más estudiadas para comprender la motivación en la ejecución de tareas (Pierón et al., 2000). Es por ello que en este estudio tomamos medidas de FC para calcular la intensidad de las sesiones.

El hallazgo más importante de este estudio se ha dado en la mejora medida en cuanto al nivel de adaptación cardiovascular al esfuerzo que se ha podido ver tanto en una menor FC basal en la sesión 10 frente a la medida en la sesión 1 y en la disminución de la FC máxima y mínima medidas en ambas sesiones. Además, el nivel de esfuerzo percibido tras el entrenamiento es menor en la sesión 10, valorado como sensación leve, frente a la sesión 1 valorado como sensación severa.

Sin embargo, no se tiene evidencia de otros estudios con los que comparar el resultado obtenido en el presente estudio.

3. Conclusiones

Del caso de estudio presentado se puede concluir que el entrenamiento para miembros superiores en lesión medular en edad infantil pediátrica guiado con el robot humanoide Robic parece ser viable con la medición de la FC, teniendo en cuenta el % de FC de reserva como base, como complemento a las terapias convencionales. Resulta de interés realizar el entrenamiento propuesto en una muestra más amplia y analizar si la mejora en la adaptación cardiovascular al esfuerzo es generalizable.

Agradecimientos:

Proyectos de investigación REHABHAND (DPI2016-77167-R) y REHAB-IMMERSIVE (PID2020- 117361RB-C22/AEI/10.13039/501100011033).

4. Referencias

- [1] Butchart, J., Harrison, R., Ritchie, J., Martí, F., McCarthy, C., Knight, S., & Scheinberg, A. Child and parent perceptions of acceptability and therapeutic value of a socially assistive robot used during pediatric rehabilitation. *Disability and rehabilitation*, 43(2), 163–170, 2021. <https://doi.org/10.1080/09638288.2019.1617357>
- [2] Dallmeijer, A.; Hopman, M. y Van Der Woude, L. Physical capacity and physical strain in persons with tetraplegia: the role of sport activity. *Spinal cord*, 34 ,12, 729-735, 1996.
- [3] Mulroy, S. J., Thompson, L., Kemp, B., Hatchett, P. P., Newsam, C. J., Lupold, D. G., Haubert, L. L., Eberly, V., Ge, T. T., Azen, S. P., Winstein, C. J., & Gordon, J. Strengthening and Optimal Movements for Painful Shoulders (STOMPS) in Chronic Spinal Cord Injury: A Randomized Controlled Trial. *Physical Therapy*, 91(3), 305– 324, 2011. <https://doi.org/10.2522/ptj.20100182>.
- [4] Pierón, Maurice, et al. Mieux connaître les élèves: Les motivations. *Revue de l'Education physique*, 40 (1), 35-43, 2000. <https://hdl.handle.net/2268/12030>
- [5] Salas-Monedero, M.; Lozano-Berrio, V.; Cazorla-Martínez, M.-J.; Ceruelo-Abajo, S.; Gil-Agudo, Á.; Hernández-Sánchez, S.; Jiménez-Díaz, J.-F.; DelosReyes-Guzmán, A. Is it Feasible to Use a Low-Cost Wearable Sensor for Heart Rate Monitoring within an Upper Limb Training in Spinal Cord Injured Patients?: A Pilot Study. *Bioengineering* ,9, 763, 2022. <https://doi.org/10.3390/bioengineering9120763>

A VIRTUAL REALITY BASED INTERFACE TO TRAIN SMART WALKER'S USERS

**Matheus Penido Loureiro, Fabiana Santos Vieira Machado, Ricardo Carminati de Mello,
Anselmo Frizzera-Neto**

Universidade Federal do Espírito Santo, Brazil, anselmo.frizzera-neto@ufes.br

Abstract: Mobility skills deficits can impact in the human's independence, decreasing their quality of life. In this context, walkers are effective devices to help individuals with mobility impairments. Robotics concepts associated with these devices (smart walkers) can improve their functionalities with human-machines interfaces. However, the presence of several sensors in the smart walker may be difficult in the learning curve and training of this device. Virtual reality systems can be used with robotics assistive devices, offering feedback and giving guidance to the individuals to use them. This work presents a virtual reality based interface to train smart walkers users with a visual feedback, helping to empower the human-robot interaction. Three tasks were proposed to evaluate the interface, in each task the volunteers performed the navigation in two paths: a straight line and a lemniscate. The visual feedback interface was only turned on in the second task. With the training interface, users were able to keep in safety conditions with more frequency, which reduce their mean time to execute both paths: 58.2% in straight line and 35% in lemniscate. In conclusion, the use of the interface improved the interaction between the robot and the users.

Keywords Training Interface; Smart Walkers; Virtual Reality.

1. Introduction

The elderly population is expected to reach 2.1 billion people over 60 years old by 2050, which will be equivalent to 22 % of the world's populace [15]. Aging is often associated with cognitive and mobility impairments, and beyond age, spinal cord injuries, stroke or trauma from accidents are also problems that affects these capabilities [5, 4]. The deficit of mobility skills can impact in the human's independence and their ability to perform daily tasks, decreasing their quality of life [4, 11].

There are different types of assistive devices that help people with mobility impairments, providing different levels of assistance. Individuals with total loss of locomotion functions can use devices as wheelchairs or scooters. Nevertheless, for people with remaining locomotion capabilities it is interesting to use devices, which may potentialize the user's residual abilities as canes, crutches and walkers [3, 5].

In this context, walkers are low-cost assistive devices with simple structure and a good potential to help individuals with mobility impairments [10]. The integration of robotics concepts in these devices improve their functionalities such as physical support, sensorial assistance and health monitoring with human-machines interfaces and control strategies [5]. For example, the integration of cameras and different sensors in Smart Walkers (SWs) offers the development of strategies conform the user's necessity [9, 13].

The inclusion of sensor and functionalities in the SWs are also used in rehabilitation purposes,

helping to increase the quality of life of walker users [12]. However, the presence of several sensors in the SW may be difficult in the understanding and training of this device [2]. It also affects the user motivation in the rehabilitation and can impact in the results of the program [7].

In this way, virtual reality (VR) systems can be used with robotics assistive devices to avoid users demotivation. These systems provide an interactive environment, encouraging people to maintain active during a rehabilitation program [1]. VR can also offer visual feedback, giving guidance and a real-time feedback to the individuals, helping to correct their movements [14, 6].

This paper presents a virtual reality based interface to train SWs users with a visual feedback of the individual actions, helping them to correct their interaction with the device, understand its functionalities and empower human-robot interaction.

2. Methodology

2.1 Materials

To validate the proposed training interface, these equipments were used: the UFES vWalker, an SW developed by our research group, an Inertial Measurement Unit (IMU) and Oculus Quest 2. For the development of the virtual environment and communication with UFES vWalker, a DELL notebook (AMD Ryzen 7, 16 GB RAM, NVIDIA GeForce RTX 3060) was used. All the hardware is shown in Figure 1.



Figure 1: The UFES vWalker and the Oculus Quest 2 being used during a task.

The UFES vWalker is equipped with two 3D forces sensors (MTA400 FUTEK), located under the forearms supports, to capture the user's motion intent and generate a control signal, that send a velocity command to the SW using the controller proposed in [3]. The device is also equipped with a Laser Ranger Finder (LRF)(RPLIDAR A3 SLAMTEC) used for leg detection and leg distance estimation from the walker using a clustering technique proposed in [13], two encoders attached to DCs motors and a IMU to measure the robot's movement and two motorized wheels and two casters wheels for propulsion and stability. Another IMU was attached into walker's user trunk to monitor its inclination. The communication between sensors is made by the middleware Robot Operating System. The Oculus Quest is used to immerse the user in a virtual environment, as shown in Figure 2. These scenarios were developed using the software Unity, and for the exchange of information between the physical walker and the virtual reality subsystem, ROS# was used.

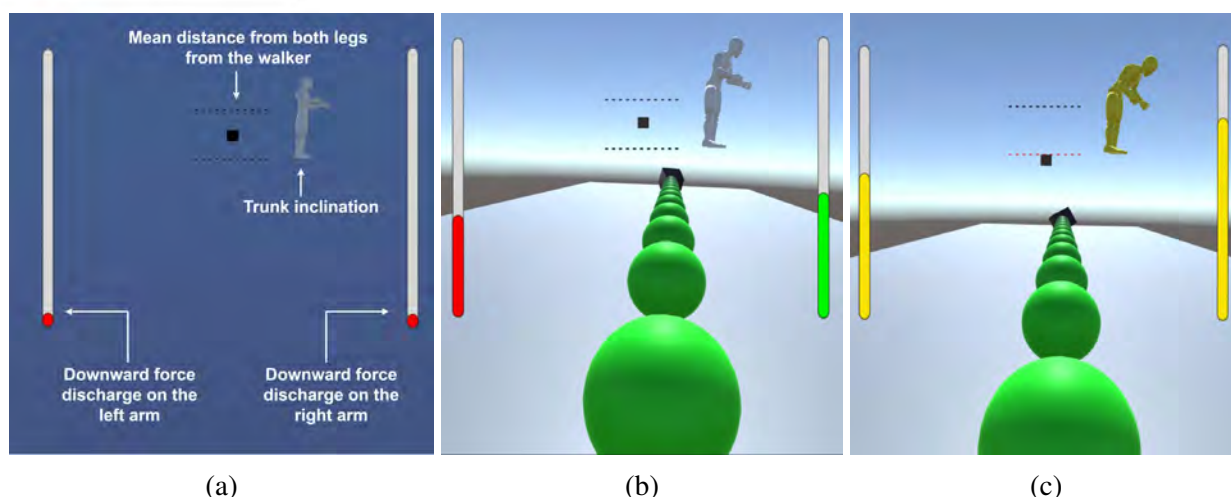


Figure 2: The training interface and where each information is displayed to the users is shown in (a). In (b) is an example of a correct force discharged in the right arm, but incorrect in the left arm. The lower limb distance and trunk inclination are also correct. In (c) the force discharged in the arms are unbalanced and the legs distance and trunk inclination are incorrect.

2.2 Training Interface and Virtual Reality Environment

In this work, the safety conditions to allow the assistive device's displacement were: the supporting forces applied by both arms in the force sensor and the distance between the user's lower limbs from the vWalker, identify by the LRF. The downward forces, resulting from the weight discharge on the walker, had to be greater than a force threshold (FT), and the distance of the lower limbs must also respect a distance threshold (DT). These threshold values ensure safety for the user, keeping them correct positioned on the device and prevent or identify possible falls its. If any of these conditions were not met, the SW stops in order to avoid any risks to the user. Finally, the inclination of the user's trunk was also measured to ensure a static weight discharge [8], which was used to adjust the height of the walker, however, this measurement does not stop the SW, it only served as an alert for the user.

The Figure 2a shows the organization of the virtual reality based interface created to provide the user feedback on their actions and aid them to maintain the safeties conditions. In Figure 2b, the bars on the sides represent the downward forces discharge in each arm, the red fillment shows that the force discharge in the left arm was below the FT and the green bar shows the opposite for the right arm. The black rectangle represents the position of the user's lower limbs from the SW, and the black dotted lines represent the limits in which it is considered safe to move. The white color in the 3D avatar in the middle indicates a proper inclination of the trunk. In Figure 2c, the yellow color in the bars and in the avatar warn the users that are an unbalanced discharge of force and improper trunk inclination, respectively. Lastly, the red dotted line implies that the position of the lower limbs is out of the DT, indicating that the user is far from the device. All red colors stop the device's displacement, while the yellow color only warns the users, but does not prevent the SW control.

2.3 Experiments

Five healthy volunteers (aged 25.8 ± 4.6 years, 4 male and 1 female) without any experience with UFES vWalker and any gait impairments were recruited for the experiments.

For these experiments, two different paths were created: a 6.75 m straight line (Path A) and a Lemniscate of Bernoulli with $\alpha = 2.2$ m (Path B). The first path explored the subject's ability to move

Table 1: The percentage of downward forces discharged below force threshold during all tasks. The sampling frequency was 10 Hz. The three tasks are represented by the acronyms T1, T2 and T3.

Volunteer	Downward forces below FT (%)					
	Path A			Path B		
	T1	T2	T3	T1	T2	T3
1	38.2	40.7	46.7	69.5	62.5	52.2
2	32.2	9.7	5.5	27.5	1.5	8.1
3	53.5	3.3	3.3	1.9	0.6	2.2
4	73.3	7.8	7.6	65.3	18.1	2.9
5	23.3	12.3	3.3	4.1	3.3	4.4

forward with the SW, and the second added right and left turns. The green balls, in Figure 2, were collectable items to guide volunteers to follow the proposed paths in the virtual environment. The FT value was defined as 10 % of the user’s weight for each arm, and DT was a range of 0.25 m to 0.75 m from the user to the walker.

All volunteers performed three tasks in the same order, but before the first task, they used the UFES vWalker freely in the environment without the VR Oculus to familiarize themselves with the device, after this step the experiments began. In task 1, using the VR Oculus, the volunteers did path A then path B in the virtual scenario but with the training interface turned off. On task 2, the volunteers performed the same paths with the interface turned on. For task 3, the interface was turned off again, and they performed the previous paths. The purpose of this task distribution was to analyze the user’s interaction with the device before, during and after seeing the interface.

2.4 Results and Discussion

The five volunteers completed the trials successfully and followed the paths in all task with the SW. In Table 1, is presented the percentage of downward forces discharged in the force sensor below the FT, which the sampling frequency was 10 Hz.

On path A, 4 of 5 volunteers were able to decrease their percentage value below the FT in the transition from task 1 to 2, and after that they continued decreasing it in task 3. For path B, all volunteers decreased the percentage from task 1 to 2, but only 1 kept this behavior from task 2 to 3. Insufficient downward force discharge on the force sensor could mean that the user is poorly positioned on the device or even falling off it, therefore, decreasing forces below the FT means that the users are improving their force discharge.

Users improved their discharged forces after receiving the visual feedback provided by the interface. It is easier to observe this improvement between tasks in path A. However, on path B, there was the addition of curves, increasing difficulty in movement when compared to the straight line. This behavior is visible in the results of path B, since the percentage of discharged forces were better when there was an interface and an action feedback, not improving from task 2 to task 3 in all volunteers, however, improving results from the first to the last task.

In Figure 3, a more detailed distribution of volunteer 3 samples discharges on path A is shown. For task 1, the volunteer discharged 46.5% of the forces above FT, in which of these forces, 29.2% were unbalanced and 17.3% were correct. In task 2, with the interface turned on to the user, the volunteer increased the percentage of correct forces in 40%. Lastly, in task 3, 80% of forces were correct discharged and only 16.7% were unbalanced. Thus, with the training interface, the user kept the force discharge above the FT longer and was able to balance these forces between his arms. This

way can aid the user to have a better use of the assistive device and navigate with it in a safer way.

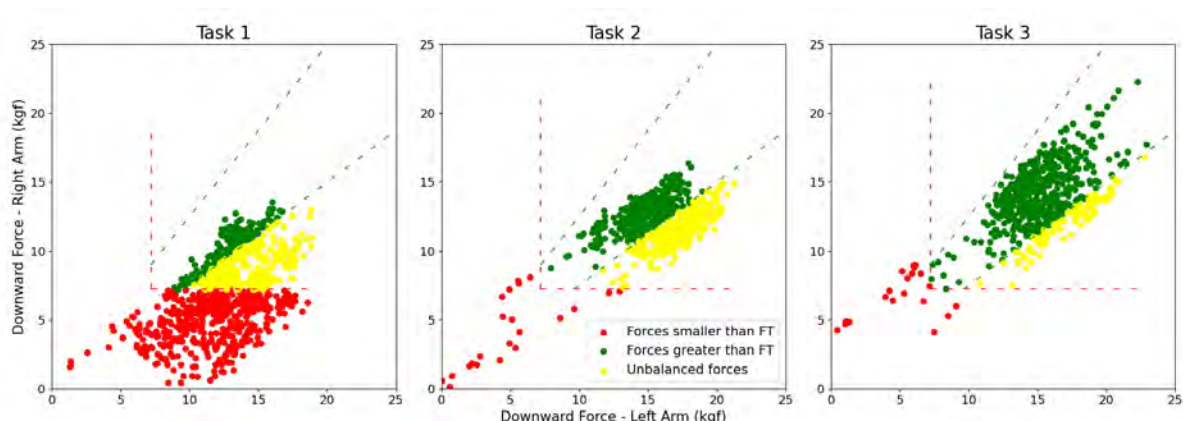


Figure 3: The downward force discharged by volunteer 3 in path A during the 3 tasks. The red lines delimit forces below the FT. The green lines represent the limits of balanced forces. Forces are unbalanced when the difference in discharges between the arms is greater than 25%.

The mean time to volunteers completed the tasks also improved with the training interface. On path A, the mean time was 71.7s, 38.4s, 29.9s for task 1, 2 and 3, respectively. And 86s, 70.8s and 55.9s for path B. This result can be explained because, when having contact with the training interface, the volunteers have feedback on what that could have done wrong in the first task. In this way, knowing the possible causes of sudden SW stops in task 1 and having more confidence to perform task 3.

3. Conclusion and Future Work

This paper presents a virtual reality based interface to train smart walker's users. This interface provided feedback to the volunteer of their actions and aided them on how to use correctly the device and empower the human-robot interaction, respecting its safety conditions. Five volunteers performed three tasks, in each task the volunteer follow two different paths: a straight line and a lemniscate. After the use of the training interface, the volunteers were able to reduce their mean time of execution in both paths: 58.2% for the first path A and 35% for the path B. They also could discharge better their weight on the device, maintaining the downward force discharge above the FT more frequently during and after using the interface than before. For future works, we intend to develop more complexes virtual environments and carry out tests over different days with the volunteers to evaluate the impact of the training interface in the user's learning.

Acknowledgments

The authors would like to thank and acknowledge the funding received from Fundação de Amparo à Pesquisa e Inovação do Espírito Santo - FAPES (2021-V4J3L, 2022-D48XB & 2022-C5K3H) and the Brazilian National Council for Scientific and Technological Development - CNPq (304049/2019-0 & 403753/2021-0).

4. References

- [1] Anna E Boone, Matthew H Foreman, and Jack R Engsborg. Development of a novel virtual reality gait intervention. *Gait & posture*, 52:202–204, 2017.

- [2] Paula Cardoso, Fabiana Machado, Raquel Pereira, Ricardo Mello, Petter Ogren, and Anselmo Frizzera-Neto. Ai-driven human-robot interaction: Introducing behaviour trees into smart walkers. 2022.
- [3] Carlos A Cifuentes and Anselmo Frizzera. *Human-robot interaction strategies for walker-assisted locomotion*, volume 115. Springer, 2016.
- [4] Kevin Doughty and Gareth Williams. New models of assessment and prescription of smart assisted living technologies for personalised support of older and disabled people. *Journal of Assistive Technologies*, 2016.
- [5] Anselmo Frizzera-Neto, Ramón Ceres, Eduardo Rocon, and José Luis Pons. Empowering and assisting natural human mobility: The symbiosis walker. *International Journal of Advanced Robotic Systems*, 8(3):29, 2011.
- [6] Janet K Gibbs, Marco Gillies, and Xueni Pan. A comparison of the effects of haptic and visual feedback on presence in virtual reality. *International Journal of Human-Computer Studies*, 157:102717, 2022.
- [7] Matt C Howard. A meta-analysis and systematic literature review of virtual reality rehabilitation programs. *Computers in Human Behavior*, 70:317–327, 2017.
- [8] Takashi Ishikura. Biomechanical analysis of weight bearing force and muscle activation levels in the lower extremities during gait with a walker. *Acta Medica Okayama*, 55(2):73–82, 2001.
- [9] Maria Martins, Cristina Santos, Anselmo Frizzera, and Ramón Ceres. A review of the functionalities of smart walkers. *Medical engineering & physics*, 37(10):917–928, 2015.
- [10] Anselmo Frizzera Neto, Arlindo Elias, Carlos Cifuentes, Camilo Rodriguez, Teodiano Bastos, and Ricardo Carelli. Smart walkers: Advanced robotic human walking-aid systems. *Intelligent Assistive Robots: Recent Advances in Assistive Robotics for Everyday Activities*, pages 103–131, 2015.
- [11] Walter Pirker and Regina Katzenschlager. Gait disorders in adults and the elderly: A clinical guide. *Wiener Klinische Wochenschrift*, 129(3-4):81–95, 2017.
- [12] Octavian Postolache, José Miguel Dias Pereira, Vítor Viegas, Luisa Pedro, Pedro Silva Girão, Raul Oliveira, and Gabriela Postolache. Smart walker solutions for physical rehabilitation. *IEEE Instrumentation & Measurement Magazine*, 18(5):21–30, 2015.
- [13] Wanderleyson M Scheidegger, Ricardo C De Mello, Mario F Jimenez, Marcela C Múnera, Carlos A Cifuentes, Anselmo Frizzera-Neto, et al. A novel multimodal cognitive interaction for walker-assisted rehabilitation therapies. In *2019 IEEE 16th international conference on rehabilitation robotics (ICORR)*, pages 905–910. IEEE, 2019.
- [14] Yoonas A Sekhavat and Mohammad S Namani. Projection-based ar: Effective visual feedback in gait rehabilitation. *IEEE Transactions on Human-Machine Systems*, 48(6):626–636, 2018.
- [15] World Health Organization. Ageing and health. <https://www.who.int/news-room/fact-sheets/detail/ageing-and-health>, 2022.

UFES VWALKER: A PRELIMINARY MIXED REALITY SYSTEM FOR GAIT REHABILITATION USING A SMART WALKER

**Fabiana Santos Vieira Machado, Matheus Penido Loureiro, Ricardo Carminati de Mello,
Camilo Arturo Rodríguez Díaz, Anselmo Frizzera-Neto**

Universidade Federal do Espírito Santo, Brazil, anselmo.frizzera-neto@ufes.br

Abstract: Pathologies that affect the locomotion function, compromises the quality of life. Smart walkers aim to enhance the residual mobility capabilities of users through human-machine interfaces and advanced control and interaction strategies. These robotic devices are also used in rehabilitation scenarios, on which motivation has a direct impact. Consequently, in order for it to remain repetitive, and motivating, it is necessary to combine it with other technological solutions, such as virtual reality and mixed reality. In this paper, we propose a preliminary mixed reality system that contributes to the realization of advanced and safe locomotion rehabilitation strategies, using the UFES vWalker. Two experiments were carried out to evaluate the interaction between the UFES vWalker and its digital twin to assess the feasibility of the system. For that, an admittance controller and a path-following algorithm were used. In the first experiment, haptic feedback was provided in order to keep the user on a predefined trajectory. In the second, visual feedback was added and this trajectory was displayed to the user. The exchange of information between the virtual and physical environment/sensors occurred correctly in the two experiments, and all volunteers were able to follow the desired path.

Keywords Mixed Reality; Smart Walkers; Rehabilitation

1. Introduction

Mobility is an important human faculty, as it directly affects the individual's independence and the ability to perform daily tasks [4, 3]. Different types of pathologies, such as spinal cord injuries, stroke or trauma from accidents, also affect the individual's physical and cognitive capabilities, which may cause partial or total loss of locomotion function [4], compromising the quality of life [12]. Thus, the rehabilitation of physical abilities and the development of assistive devices for the individual's mobility are essential, and increasingly important [4].

Mobility aids such as canes, walkers and wheelchairs are used to provide assistance at different levels of motor impairments, according to the remaining individual's locomotion capabilities. These mobility aids, when equipped with sensors and human-machine interfaces (HMIs), can help in complex functional compensation and rehabilitation scenarios, assisting people with severe impairments to become more independent. Smart walkers (SWs), for instance, aim to enhance the residual mobility capabilities of users through HMI and advanced control and interaction strategies [4]. Mounted on the structure of wheeled walkers, these devices are used in rehabilitation scenarios and are able to provide physical support, health monitoring and sensory and cognitive assistance through the incorporation of sensors, actuators and electronic components [10]. It is important to note that patient motivation has a direct impact on the rehabilitation outcome: less motivated individuals may result in withdraw from

the program [6]. Consequently, in order for it to remain repetitive, motivating, and promoting neuroplasticity, it is necessary to combine the rehabilitation exercises with other technological solutions, such as virtual reality (VR) [6, 14].

VR systems use hardware and software to create simulations that involve the user in an interactive environment [8, 1]. Their use offers innovative methods for improving clinical care and for optimizing the physical abilities of patients. These systems promote exercise repetitions and real-time feedback, and improve skill acquisition and retention [1, 2]. For gait training, feedback plays an important role to visualize and improve biomechanical and physiological parameters [2, 9, 13]. Therapists may use such tools to expand the rehabilitation effects and achieve positive results by transforming abstract behaviors and movements into exercises that mimic a task within context and motivating scenario [6, 14, 8, 1].

In addition to VR, Augmented Reality (AR) and Mixed Reality (MR) are also being used for rehabilitation. MR and AR share the characteristics of synchronization and interaction between a physical and a virtual environment [15]. For instance, Gmez-Portes *et al.* [5] combined MR with gamification to provide home rehabilitation, aiming at increasing the quality time therapists can spend on their patients. MR and VR can also be used to train new operators to use assistive robotic devices and to evaluate the operator skills, as Power Chair Simulators, without the danger of property damage or injury [11].

In this paper, we propose a preliminary MR system that contributes to the realization of advanced locomotion rehabilitation strategies, using the UFES vWalker. The aim of this research is to develop a system to be used to train SW operators, and to familiarize them with different control strategies and interaction with the environment, improving their adaptation to the robotic device. The implementation of our MR system also offers the advantage of inserting patients into simulation environments with virtual obstacles. This guarantees user's safety while avoiding collision with real/physical objects, possible injuries to the user and damage to the equipment.

2. Methodology

2.1 UFES vWalker and the MR System

The developed MR system is shown in the block diagram in Figure 1(a). The UFES vWalker sensor subsystem is composed by two triaxial force sensors, two Light Detection and Ranging (LiDAR) sensors, an Inertial Measurement Unit (IMU), and two encoders. Sensors' data are acquired and integrated by a Raspberry Pi Compute module 3 responsible for the low level controller that sends control signals to the DC motors. For the communication between sensors and computers, the Robot Operating System (ROS) was used. ROS is an open source framework that helps researchers and developers to build and reuse code between robotics applications. The embedded computer communicates, via Ethernet cable (TCP/IP), with a notebook, responsible for performing the high-level controller.

Aiming to make the use of the UFES vWalker intuitive, and to offer a system that allows a safe, motivating and immersive rehabilitation, the UFES vWalker was integrated, using the Oculus Quest 2 HMD with a virtual environment, developed in Unity software. The user interacts with the UFES vWalker through the force sensors and receives haptic feedback by an admittance controller that modulates the human-robot's linear and angular velocities. Then, the IMU and encoders information are used to estimate the walker's position, orientation and displacement. The digital twin receives this information and moves in the same way within the virtual environment, see Figure 1.

The virtual walker also receives the information from the 2D LiDAR (HOKUYO), since objects in the physical world are considered a risk of collision. The objects' distances acquired by the sensor

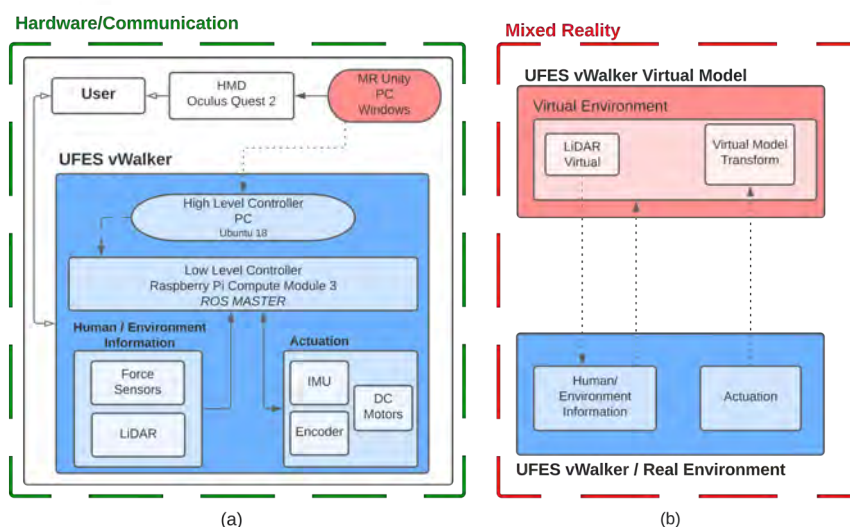


Figure 1: (a) Block diagram from the MR System and (b) the consolidation between virtual and physical environments.

in relation to the UFES vWalker are instantiated in the virtual environment in the form of spheres. An example of this is depicted in Figure 2a, the spheres indicate that there is an object in front of the walker. They can also show the contour of moving objects, such as people passing through. This provides an additional level of security for the user. In turn, a virtual LiDAR measures the distance of virtual objects in relation to the digital twin, and transmits this message to the UFES vWalker, which receives the message and interprets it as if it was from a physical LiDAR. Figure 2b shows a virtual obstacle (box), and several red lines representing the virtual sensor reading. All the information is exchange using the *Rosbridge server* package, which is a part of the *rosbridge_suite* of packages, that provides a WebSocket transport layer, and *ROS#*, a set of open source software libraries and tools in C#.

2.2 Experiments

Two experiments were carried out to evaluate the interaction between the UFES vWalker and its digital twin to assess the feasibility of the MR system. For that, an admittance controller and a path-following algorithm, adapted from the work of Jiménez *et al.* [7], were used. This control strategy is interesting for rehabilitation, as it allows a natural interaction between the walker and the user, generating signals that indicate the path that must be followed by the user through the haptic forces.

In the first experiment, only haptic feedback was provided in order to keep the user on a predefined trajectory. In the second experiment, this trajectory was shown in the form of a line in front of the walker through the Oculus Quest HMD, providing not only haptic feedback, but also visual feedback. Each experiment were carried out in an empty room (7x7 meters), with no danger of collision with physical obstacles, besides walls. Seven adults aged 30.85 ± 6.67 years without mobility problems were recruited to carry out this experiment. The Kinematic Tracking Error (KTE) was calculated for each volunteer, for the comparison between experiments.

2.3 Results

In Figure 3, the desired path to be followed by the volunteers is shown, as well as the paths taken by them. Figure 3a is related to the first experiment, where the volunteers receive only the haptic

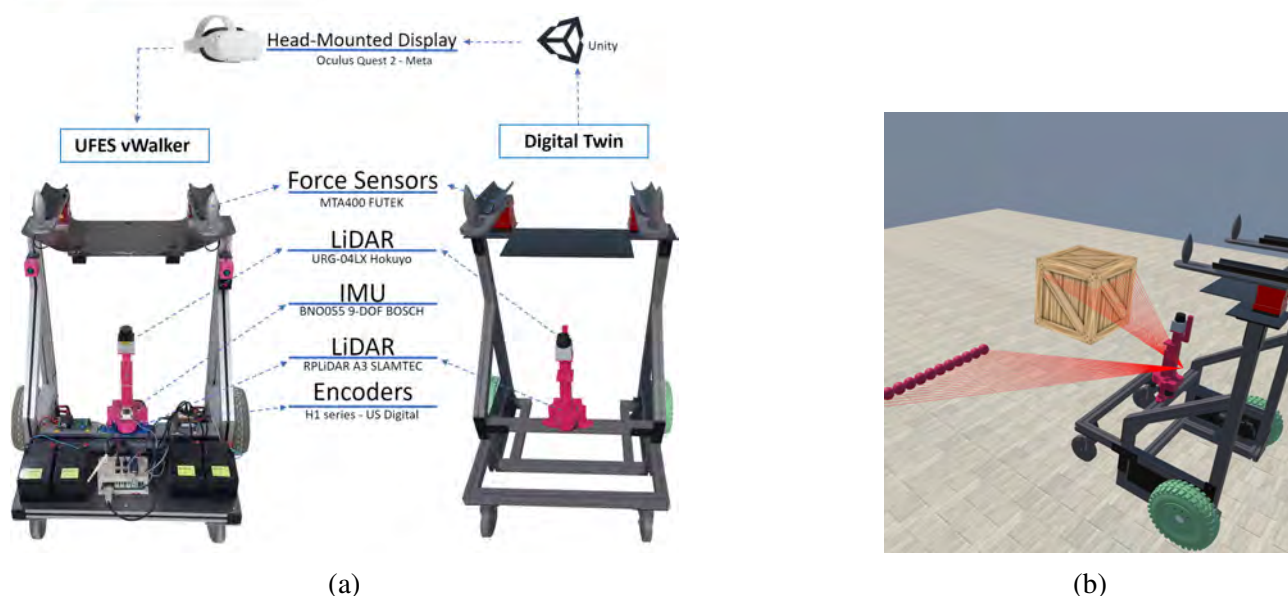


Figure 2: (a) UFES vWalker beside its digital twin, the UFES vWalker model. (b) Pink spheres indicating that there is an obstacle in the physical environment in front of the user. The red lines belong to the virtual laser, which is getting distance information from both physical objects (pink spheres) and virtual objects (box).

feedback, and in Figure 3b, the path is rendered in the virtual environment and displayed to the volunteers through the Oculus Quest.

2.4 Discussion

It is possible to observe in Figure 3 that all volunteers were able to follow the desired path in both experiments. However, analyzing Figures 3a and 3b, the biggest difference between the images is that in experiment 1, in the 90 curves, the volunteers deviated more from the path. The mean of KTE for the experiment without visual cue was approximately 5 centimeters, and approximately 1 centimeter with the visual cue. This result was already expected, because with visual feedback, the user can follow the path without relying only on haptic feedback.

In Figure 3, it can be observed that it was possible to integrate the virtual and physical world, since the rendering of the path within the virtual environment occurred correctly. Also, every time the volunteers got close to walls, the pink spheres were shown to alert them and add security to the system. The virtual LiDAR was used only to create the navigation map of the virtual environment, but virtual obstacles were not used during the experiments.

In this way, the preliminary MR system was validated, since information from virtual and physical sensors was synchronized to create a human-robot interaction in both environments.

3. Conclusion and Future Work

In this paper, an MR system that contributes to the realization of advanced rehabilitation strategies using the UFES vWalker SW, was proposed. We developed a preliminary system to be used to train SW operators, and to familiarize them with different control strategies and interaction with the environment.

Two experiments were performed to evaluate the interaction between the UFES vWalker and its digital twin. In the first experiment, volunteers received haptic feedback to follow a predefined path.

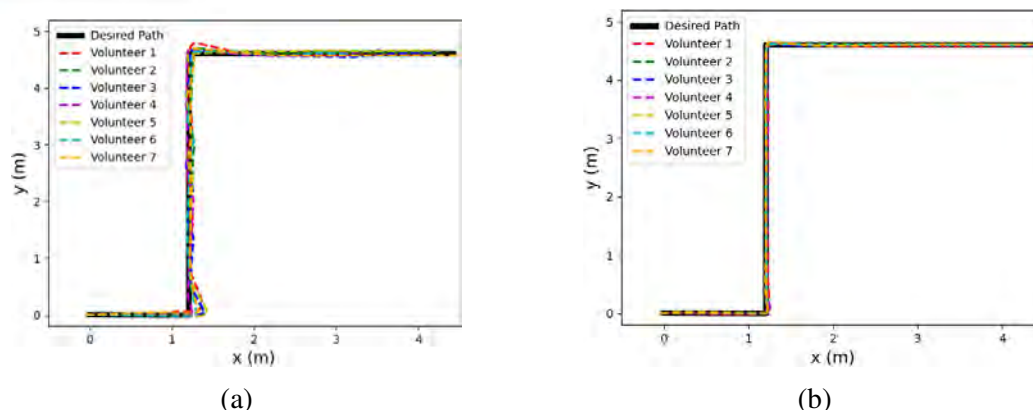


Figure 3: Path taken by the Volunteers (a) without and (b) with visual cue. The black line represents the desired path to be followed, and the dashed lines correspond to the path taken by each volunteer.

In the second, in addition to haptic feedback, visual feedback was also used as the path was rendered and shown to the volunteers.

The exchange of information between the virtual and physical environment occurred correctly in the two experiments. In the first, all volunteers were able to follow the path using haptic feedback, navigating inside a virtual environment, with a mean of KTE of approximately 5 centimeters. When visual feedback was added, the volunteers were able to follow the path, and the mean of KTE decreased to 1 cm. In this way, it was possible to integrate the MR system with a control strategy using the UFES vWalker, merging information from virtual and physical sensors.

Mixed reality also offers the facility to create different rehabilitation scenarios in a short time, something that would be very difficult with just the physical environment. With our system, the therapist can change the size of the place, the number of rooms, objects that can become obstacles and among other elements to make the rehabilitation more real and challenging. The therapist also gains an easy tool to compose different trajectories and test them before using them with patients.

In the future, other types of feedback can be integrated to compose a more complex control strategy. Obstacles can be added in the virtual world so that the user not only has to move freely, but also navigate safely. Also, Gamification and serious games can be added to increase engagement, motivation and fun.

Acknowledgments

The authors would like to thank and acknowledge the funding received from Fundação de Amparo à Pesquisa e Inovação do Espírito Santo - FAPES (2021-V4J3L, 2022-D48XB & 2022-C5K3H) and the Brazilian National Council for Scientific and Technological Development - CNPq (304049/2019-0, 403753/2021-0 & 310668/2021-2).

4. References

- [1] Anna E Boone, Matthew H Foreman, and Jack R Engsborg. Development of a novel virtual reality gait intervention. *Gait & Posture*, 52:202–204, 2017.
- [2] Benjamin J Darter and Jason M Wilken. Gait training with virtual reality–based real-time feedback: improving gait performance following transfemoral amputation. *Physical Therapy*,

91(9):1385–1394, 2011.

- [3] Kevin Doughty and Gareth Williams. New models of assessment and prescription of smart assisted living technologies for personalised support of older and disabled people. *Journal of Assistive Technologies*, 2016.
- [4] Anselmo Frizzera-Neto, Ramón Ceres, Eduardo Rocon, and José Luis Pons. Empowering and assisting natural human mobility: The symbiosis walker. *International Journal of Advanced Robotic Systems*, 8(3):29, 2011.
- [5] Cristian Gmez-Portes, D Carneros-Prado, Javier Albusac, José J Castro-Schez, C Glez-Morcillo, and David Vallejo. Phyre up! a system based on mixed reality and gamification to provide home rehabilitation for stroke patients. *IEEE Access*, 9:139122–139137, 2021.
- [6] Matt C Howard. A meta-analysis and systematic literature review of virtual reality rehabilitation programs. *Computers in Human Behavior*, 70:317–327, 2017.
- [7] Mario F Jiménez, Matias Monllor, Anselmo Frizzera, Teodiano Bastos, Flavio Roberti, and Ricardo Carelli. Admittance controller with spatial modulation for assisted locomotion using a smart walker. *Journal of Intelligent & Robotic Systems*, 94(3):621–637, 2019.
- [8] Danielle E Levac and Jane Galvin. When is virtual reality “therapy”? *Archives of physical medicine and rehabilitation*, 94(4):795–798, 2013.
- [9] Carlos Luque-Moreno, Fátima Cano-Bravo, Pawel Kiper, Ignacio Solís-Marcos, Jose A Moral-Munoz, Michela Agostini, Angel Oliva-Pascual-Vaca, and Andrea Turolla. Reinforced feedback in virtual environment for plantar flexor poststroke spasticity reduction and gait function improvement. *BioMed Research International*, 2019, 2019.
- [10] Maria Martins, Cristina Santos, Anselmo Frizzera, and Ramón Ceres. A review of the functionalities of smart walkers. *Medical engineering & physics*, 37(10):917–928, 2015.
- [11] Richard T Meyer and Yuliia Sergeeva. Mixed-reality assistive robotic power chair simulator for parkinson’s tremor testing. *Medical Engineering & Physics*, 83:142–147, 2020.
- [12] Walter Pirker and Regina Katzenschlager. Gait disorders in adults and the elderly. *Wiener Klinische Wochenschrift*, 129(3):81–95, 2017.
- [13] Carol L Richards, Francine Malouin, Anouk Lamontagne, Bradford J McFadyen, Francine Dumas, François Comeau, Nancy-Michelle Robitaille, and Joyce Fung. Gait training after stroke on a self-paced treadmill with and without virtual environment scenarios: a proof-of-principle study. *Physiotherapy Canada*, 70(3):221–230, 2018.
- [14] Gustavo Saposnik, Mindy Levin, and Stroke Outcome Research Canada (SORCan) Working Group. Virtual reality in stroke rehabilitation: a meta-analysis and implications for clinicians. *Stroke*, 42(5):1380–1386, 2011.
- [15] Maximilian Speicher, Brian D Hall, and Michael Nebeling. What is mixed reality? In *Proceedings of the 2019 CHI conference on human factors in computing systems*, pages 1–15, 2019.

MODELING AND SIMULATION OF OMNIDIRECTIONAL MOBILE ROBOTS FOR APPLICATIONS IN GAIT LEARNING

Victor Barros Coch

Intelligent Robotics and Automation Group, Federal University of Rio Grande, Brazil
victorbarroscoch@gmail.com

Vinícius Menezes de Oliveira

Intelligent Robotics and Automation Group, Federal University of Rio Grande, Brazil
vinicius@ieee.org

Leonardo da Silva Correa

Intelligent Robotics and Automation Group, Federal University of Rio Grande, Brazil
leonardoscorrea@gmail.com

Mateus Borges de Oliveira Pinto

School of Engineering, Federal University of Rio Grande, Brazil
mateusbdop@gmail.com

Abstract:

The area of assistive robotics has been growing rapidly with recent advances in computing, control systems and instrumentation. Physiotherapeutic procedures like gait rehabilitation and learning are often used for teaching and recovery of people with disabilities, especially children with cerebral palsy (CP), as the reinforcement of mobility is fundamental for the health and subsequent independence of the patient. These processes can benefit from assistive technologies to expedite the treatment, reducing physical strain of physiotherapists, increasing the efficiency of techniques and promoting better precision and repeatability of the therapeutic movements. This work presents the modeling and simulation of an omnidirectional mobile platform for applications in assistive robotics, aiming to expand the current understanding of these systems. For this to be realized, questions of holonomicity and its effects on the dynamic modeling have to be raised.

Keywords: *Omnidirectional robots, Gait learning, Modeling and Simulation, Mecanum wheels*

1. Introduction

Cerebral Palsy (CP), the biggest cause of physical disability in kids [7], is a neurological condition related to damage in the central nervous system during early stages of childhood or birth, mainly characterized by motor impairment and muscular rigidity. Because of this, the role of physiotherapy is evident for the healthy development of a child with CP, especially relating to gait learning. In this context, among several physio-therapeutic procedures, this paper focuses on assistive robotics for the purpose of active or passive gait exercises. As prolonged sessions of this procedure are difficult and physically tiring for professionals, especially when active participation is required [8], robotic therapy can provide feasible improvements to the process, promoting higher efficiency, efficacy and

scalability. This reduces strain on the physiotherapists and increases precision and repeatability of the movements, by applying the appropriate stimuli. Since the gait path is not linear or straight, with lateral and rotational periodic movements of the center of mass [10], it's important for the robotic gait learning platform to have high maneuverability, increasing therapy potential and avoiding the risk of tumbling or joint limitation. A gait training platform with holonomic traction is extremely desirable, since it removes any restriction on the type of maneuver to executed by the patient, be it lateral and diagonal gait or static rotation [1]. Consequently, this paper investigates an omnidirectional robot with Mecanum wheels as a basis for this platform, focusing on mathematical modeling and simulation. It's contribution aims to expand already existing models, with an investigation of how the interaction with a patient can cause divergence of holonomic and non-holonomic approaches to modeling.

1.1 Related Works

Zeidis and Zimmermann [13, 14] present studies about kinematic and dynamic modeling of Mecanum wheeled robots, where the no-slip condition generates non-holonomic constraints. Specifically, they compare widely used modeling techniques and how they affect mathematical results of these systems, with respect to the non-holonomic model, which is obtained with the Lagrange equation of the first kind. However, no kind of viscous or nonlinear friction energy loss is considered in their studies. The works of Azizi [2], Han [3], Hendzel [4], Jia [5], Tuatar [9], Tlale [11] and Tsai [12] provide a good basis for the usual dynamic interpretation of Mecanum drive robots in the literature. They mostly ignore the non-holonomic nature of some kinematic constraints, blindly applying the Euler-Lagrange equation of the second kind, but evidently still resulting in useful mathematical models. This paper's contribution is in the implementation of both linear joint friction and non-holonomic constraints on the dynamic model, while providing a comparison to the simplified system. Since the interaction with a patient will induce moments of rotation on the robot during it's trajectory, it's important to investigate wether these disturbances affect the convergence properties of the models.

2. Methods

The first step of developing a model for the omnidirectional robot with Mecanum wheels was the inverse kinematics. Figure 1 represents the kinematic characteristics of the platform and it's wheels, which were then translated into equation 1.

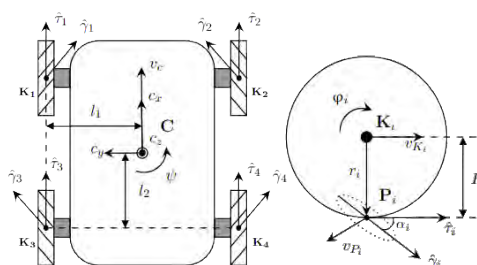


Figure 1. Mecanum wheel platform planar diagram.

$$\begin{bmatrix} \dot{\phi}_1 \\ \dot{\phi}_2 \\ \dot{\phi}_3 \\ \dot{\phi}_4 \end{bmatrix} = \mathcal{J}_3 \begin{bmatrix} v_{cx} \\ v_{cy} \\ \psi \end{bmatrix}, \quad \mathcal{J}_3 = \frac{1}{R} \begin{bmatrix} 1 & -1 & -(l_1 + l_2) \\ 1 & 1 & (l_1 + l_2) \\ 1 & 1 & -(l_1 + l_2) \\ 1 & -1 & (l_1 + l_2) \end{bmatrix} \quad (1)$$

Then, the resulting model is inverted in order to obtain the direct kinematics. This step presented a bifurcation in the project, since the system is non-invertible in a general sense. The main technique applied in literature for this kind of construction is to use the pseudo-inverse method [2], consequently performing a least squares approximation. Otherwise, since the system is over-determined, it's also possible to obtain the exact representation of the direct kinematics through dimensional reduction of the space of possible solutions. The first approach ends up reducing the complexity of the dynamic model. The second one reproduces forces of non-holonomic constraints in the dynamics, but it actually represents the exact system. Therefore, it was decided to investigate differences in modeling and simulation of such exact and approximate systems, to evaluate which system of equations would be most appropriate for model based control systems design.

2.1 Direct Kinematics

By defining one of the wheel velocities as linearly dependent to other coordinates, the following exact kinematic model is obtained.

$$\begin{bmatrix} \dot{x}_c \\ \dot{y}_c \\ \dot{\psi} \end{bmatrix} = T_1(\psi) \mathcal{J}_1^{-1} \begin{bmatrix} \dot{\phi}_1 \\ \dot{\phi}_2 \\ \dot{\phi}_3 \end{bmatrix}, \quad T_1(\psi) = \begin{bmatrix} \cos \psi & -\sin \psi & 0 \\ \sin \psi & \cos \psi & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}, \quad \mathcal{J}_1^{-1} = \frac{R}{2} \begin{bmatrix} 1 & 1 & 0 \\ -1 & 0 & 1 \\ 0 & \frac{1}{l_1+l_2} & \frac{-1}{l_1+l_2} \end{bmatrix} \quad (2)$$

Otherwise, with the Moor-Penrose inverse, the direct kinematics are obtained in equation 3.

$$\begin{bmatrix} \dot{x}_c \\ \dot{y}_c \\ \dot{\psi} \end{bmatrix} = T_1(\psi) \mathcal{J}_3^+ \begin{bmatrix} \dot{\phi}_1 \\ \dot{\phi}_2 \\ \dot{\phi}_3 \\ \dot{\phi}_4 \end{bmatrix}, \quad \mathcal{J}_3^+ = \frac{R}{4} \begin{bmatrix} 1 & 1 & 1 & 1 \\ -1 & 1 & 1 & -1 \\ \frac{-1}{(l_1+l_2)} & \frac{1}{(l_1+l_2)} & \frac{-1}{(l_1+l_2)} & \frac{1}{(l_1+l_2)} \end{bmatrix} \quad (3)$$

2.2 Dynamics

To derive the exact dynamic model, adapted from [13], we highlight the kinematic constraints from equation 2, where some terms are non-integrable, configuring non-holonomic constraints. Because of this, the dynamic equations must consider restriction forces from Lagrange multipliers. Considering these limitations, then we can utilize the Euler-Lagrange equation, where $G(q)^T \lambda$ are the non-holonomic constraint forces, $F_v(\dot{q})$ are linear friction forces, and Q are generalized input torques.

$$\frac{d}{dt} \left(\frac{\partial \mathcal{L}}{\partial \dot{q}} \right) - \frac{\partial \mathcal{L}}{\partial q} + G(q)^T \lambda + F_v(\dot{q}) = Q, \quad q = [\varphi_1 \quad \varphi_2 \quad \varphi_3]^T \quad (4)$$

Since the model in question is a Chaplygin system [13], the non-holonomic constraint forces have the form of equation 5.

$$G(q)^T \lambda = P(\dot{\phi}) = \frac{m_s R^3}{8(l_1 + l_2)} \begin{bmatrix} (\dot{\phi}_2 + \dot{\phi}_3)(\dot{\phi}_2 - \dot{\phi}_3) \\ (\dot{\phi}_1 - \dot{\phi}_3)(\dot{\phi}_2 - \dot{\phi}_3) \\ (\dot{\phi}_1 + \dot{\phi}_2)(\dot{\phi}_2 - \dot{\phi}_3) \end{bmatrix} \quad (5)$$

By rewriting the Euler-Lagrange equation in matrix-vector format we get equation 6.

$$\begin{bmatrix} \ddot{\phi}_1 \\ \ddot{\phi}_2 \\ \ddot{\phi}_3 \end{bmatrix} = M^{-1} \begin{bmatrix} \tau_1 + \tau_4 \\ \tau_2 + \tau_4 \\ \tau_3 - \tau_4 \end{bmatrix} - M^{-1} F_v(\dot{\phi}) - M^{-1} P(\dot{\phi}) \quad (6)$$

Where:

$$M = \begin{bmatrix} 2(A+C) & (A+C) & -(A+C) \\ (A+C) & (A+B+2C) & -(B+C) \\ -(A+C) & -(B+C) & (A+B+2C) \end{bmatrix}, \quad F_v(\dot{\phi}) = \begin{bmatrix} 2\mu & \mu & -\mu \\ \mu & 2\mu & -\mu \\ -\mu & -\mu & 2\mu \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \dot{\phi}_1 \\ \dot{\phi}_2 \\ \dot{\phi}_3 \end{bmatrix}$$

$$A = \frac{m_s R^2}{4}, \quad B = \frac{J_c R^2}{4(l_1 + l_2)^2}, \quad C = J_1, \quad m_s = m_c + 4m_k, \quad J_c = J_0 + 4(J_2 + m_k(l_1^2 + l_2^2))$$

In a similar way, the approximate dynamics can be found. The Euler-Lagrange equation for the approximate system can be expressed:

$$\frac{d}{dt} \left(\frac{\partial \mathcal{L}}{\partial \dot{q}} \right) - \frac{\partial \mathcal{L}}{\partial q} + F_v(\dot{q}) = Q, \quad q = [\varphi_1 \quad \varphi_2 \quad \varphi_3 \quad \varphi_4]^T \quad (7)$$

Due to cancelling of skew symmetric terms there are no non-holonomic constraint forces from Lagrange multipliers, only losses due to friction. Then, by rewriting the Euler-Lagrange equation for the approximate system, we obtain the equations of motion:

$$\begin{bmatrix} \ddot{\phi}_1 \\ \ddot{\phi}_2 \\ \ddot{\phi}_3 \\ \ddot{\phi}_4 \end{bmatrix} = M_1^{-1} \begin{bmatrix} \tau_1 \\ \tau_2 \\ \tau_3 \\ \tau_4 \end{bmatrix} - M_1^{-1} F_v(\dot{\phi}), \quad M_1 = \begin{bmatrix} A_1+B_1+C_1 & -B_1 & B_1 & A_1 - B_1 \\ -B_1 & A_1+B_1+C_1 & A_1 - B_1 & B_1 \\ B_1 & A_1 - B_1 & A_1+B_1+C_1 & -B_1 \\ A_1 - B_1 & B_1 & -B_1 & A_1+B_1+C_1 \end{bmatrix} \quad (8)$$

Where:

$$A_1 = \frac{m_s R^2}{8}, \quad B_1 = \frac{J_c R^2}{16(l_1 + l_2)^2}, \quad C_1 = J_1, \quad F_v(\dot{\phi}) = \mu [\dot{\phi}_1 \quad \dot{\phi}_2 \quad \dot{\phi}_3 \quad \dot{\phi}_4]^T$$

2.3 Gazebo Simulation

As the developed models so far are planar in nature, a full 3D gazebo simulation (figure 2), together with ROS control nodes, was developed for the project as an extension of the analytic model. This system is also intended to eventually run together with its physical counterpart, as a Digital Twin, improving supervision of the gait learning process.



Figure 2. Gazebo simulation of the platform

3. Results and Discussion

By observing kinematic constraints from equation 2, it's evident that if the angle ψ is held constant, the entire system becomes integrable. Consequently the exact model will behave exactly like the approximate system during translation if no rotation is applied at the same time. This was also verified

in numerical simulations¹. To investigate the response of the model to disturbances, a perpendicular force is applied to the center of mass (figure 3), showing no divergence.

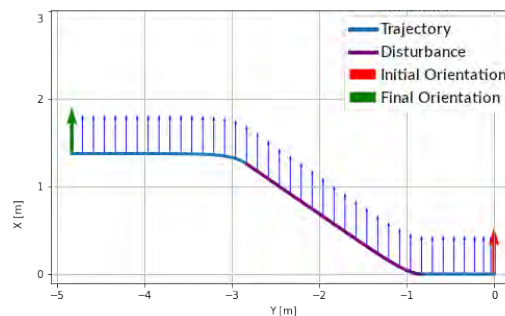


Figure 3. Trajectory with force disturbance - exact and approximate models.

Then, to illustrate how simultaneous rotation and translation of the robot can cause divergence between models, observe how a torque disturbance affects the system (figures 4a and 4b).

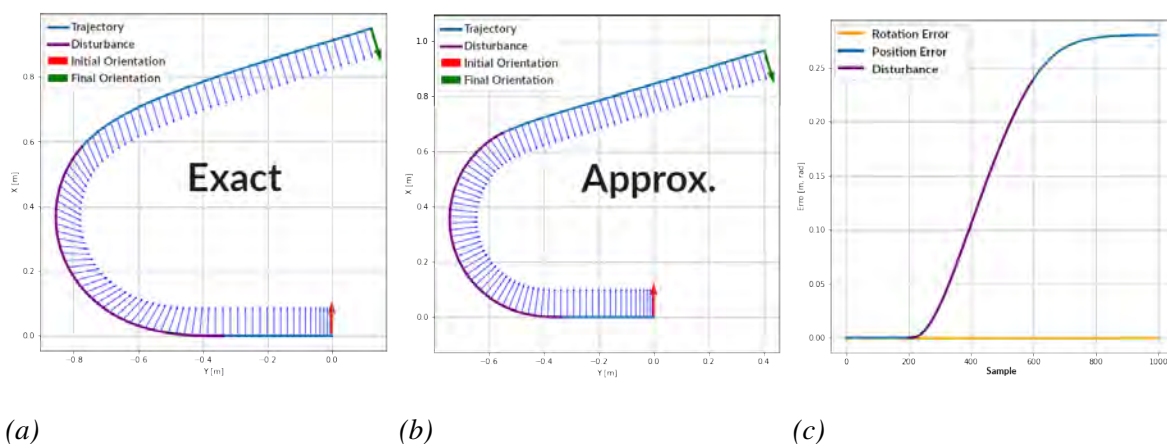


Figure 4. Trajectory with torque disturbance - exact and approximate models.

By analysing the trajectory errors (figure 4c), both models start with equal outputs until the disturbance, which causes an error that becomes stationary once the torque subsides. This is evidence of the relationship between holonomicity and rotation that was previously established.

4. Conclusion

In summation, the analyses and results obtained contributed to a more comprehensive understanding of the Mecanum wheel driven platform, which provides advantages to the gait learning process. It was demonstrated that widely used models, mostly of industrial and warehouse applications, might not be optimal for the use of mobile robots in physiotherapy. It is left for future research to assess how big an impact the more comprehensive model has on the performance of control algorithms, since standard control laws for holonomic systems may not be applicable for non-holonomic systems [6].

¹In this section, the data is represented in the form of graphs where blue curves trace the path taken by the center of mass, red and green vectors show the initial and final orientations of the platform respectively, blue vectors are orientations regularly sampled during the trajectory picked for readability, and step disturbances are shown to be acting when traces turn from blue to purple. Where applicable, the response of both exact and approximate models are overlaid in the same graph.

5. References

- [1] Gabriel Aguirre-Ollinger and Haoyong Yu. *Omnidirectional platforms for gait training: Admittance-shaping control for enhanced mobility*. *Journal of Intelligent & Robotic Systems*, 101:1–17, 2021.
- [2] Mahmood Reza Azizi, Alireza Rastegarpanah, and Rustam Stolkin. *Motion planning and control of an omnidirectional mobile robot in dynamic environments*. *Robotics*, 10(1):48, 2021.
- [3] Yu Han and Qidan Zhu. *Robust optimal control of omni-directional mobile robot using model predictive control method*. In 2019 Chinese Control Conference (CCC), pages 4679–4684. *IEEE*, 2019.
- [4] Z Hendzel and Ł Rykała. *Modelling of dynamics of a wheeled mobile robot with mecanum wheels with the use of lagrange equations of the second kind*. *International Journal of Applied Mechanics and Engineering*, 22(1), 2017.
- [5] Yifan Jia, Xiaodong Song, and Sendren Sheng-Dong Xu. *Modeling and motion analysis of four-mecanum wheel omni-directional mobile platform*. In 2013 CACS International Automatic Control Conference (CACS), pages 328–333. *IEEE*, 2013.
- [6] Ali Keymasi Khalaji and S Ali A Moosavian. *Adaptive sliding mode control of a wheeled mobile robot towing a trailer*. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part I: Journal of Systems and Control Engineering*, 229(2):169–183, 2015.
- [7] Karen W Krigger. *Cerebral palsy: an overview*. *American family physician*, 73(1):91–100, 2006.
- [8] Kazuya Kubo, Takanori Miyoshi, Akira Kanai, and Kazuhiko Terashima. *Gait rehabilitation device in central nervous system disease: a review*. *Journal of Robotics*, 2011, 2011.
- [9] Mihai Olimpiu Tătar, Cătălin Popovici, Dan Mândru, Ioan Ardelean, and Alin Pleșa. *Design and development of an autonomous omni-directional mobile robot with mecanum wheels*. In 2014 IEEE International Conference on Automation, Quality and Testing, Robotics, pages 1–6. *IEEE*, 2014.
- [10] Luigi Tesio and Viviana Rota. *The motion of body center of mass during walking: a review oriented to clinical applications*. *Frontiers in neurology*, page 999, 2019.
- [11] Nkgatho Tlale and Mark de Villiers. *Kinematics and dynamics modelling of a mecanum wheeled mobile platform*. In 2008 15th International Conference on Mechatronics and Machine Vision in Practice, pages 657–662. *IEEE*, 2008.
- [12] Ching-Chih Tsai, Feng-Chun Tai, and Ying-Ru Lee. *Motion controller design and embedded realization for mecanum wheeled omnidirectional robots*. In 2011 9th World Congress on intelligent control and automation, pages 546–551. *IEEE*, 2011.
- [13] Igor Zeidis. *Dynamics of a four-wheeled mobile robot with mecanum wheels*. *ZAMM-Journal of Applied Mathematics and Mechanics/Zeitschrift für Angewandte Mathematik und Mechanik*, 99(12):e201900173, 2019.
- [14] Klaus Zimmermann, Igor Zeidis, and Mohamed Abdelrahman. *Dynamics of mechanical systems with mecanum wheels*. In *Applied Non-Linear Dynamical Systems*, pages 269–279. *Springer*, 2014.

Propuesta de un Sistema Multimodal de Comando de una Silla de Ruedas Robótica Utilizando Tres Técnicas de Control: Joystick, Eye Tracker y EEG-SSVEP

Hamilton Rivera-Flor^a, Cristian Guerrero-Mendez^a, Ricardo Mello^a, Denis Delisle-Rodriguez^b, Teodiano Freire Bastos-Filho^a

^aUniversidade Federal do Espírito Santo (UFES), Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica, Brasil

^bInstituto Internacional de Neurociencias Edmond e Lily Safra, Brasil

Resumen: Controlar una silla de ruedas eléctrica con un sistema convencional, como el joystick, no siempre es una tarea sencilla para personas con alto nivel de discapacidad, como, por ejemplo, personas que gradualmente pierden las habilidades motoras necesarias debido a enfermedades, como distrofias musculares y esclerosis lateral amiotrófica (ELA). Para estas personas, aprender a conducir una silla de ruedas motorizada presenta serios problemas de adaptación, flexibilidad y seguridad, que pueden resolverse mediante el uso de un simulador de entrenamiento. El uso de un simulador basado en realidad virtual (RV) o realidad aumentada (RA) puede ser una solución para estos problemas, proporcionando entrenamiento en escenarios virtuales o reales. Este trabajo propone una interfaz multimodal para escenarios de entrenamiento remoto o real con tres controles de entrada: joystick, seguimiento ocular y señales de electroencefalografía (EEG). La interfaz multimodal propuesta tiene el potencial de ayudar a las personas con discapacidad severa a entrenar y desarrollar las habilidades necesarias para conducir la silla de ruedas correctamente.

Palabras claves: Silla de ruedas eléctrica, Joystick, Eye tracker, SSVEP.

Abstract: Controlling an Electric Powered Wheelchair (EPW) is not always a simple task for people suffering certain types of disabilities, such as, for instance, people who gradually lose their motor skills due to conditions like muscular dystrophy or amyotrophic lateral sclerosis (ALS). These people are unable of using a joystick, which is generally the primary control method for EPWs. Furthermore, adaptation, flexibility, and safety issues associated with driving a motorized wheelchair are serious challenges that can be solved by employing a wheelchair training simulator. A simulator based on Virtual Reality (VR) or Augmented Reality (AR) training can provide a solution to these problems by offering a way for training in both virtual and real-life scenarios. This work proposes a multimodal interface for remote or real training scenarios that incorporates three input controls, such as joystick, eyeball movements, and electroencephalogram (EEG). This multimodal interface has a potential to help individuals learning skills necessary to control a robotic wheelchair correctly. By using a simulator, individuals can learn, in a safe and controlled environment, without putting themselves at risk. The proposed multimodal interface also provides an innovative approach to EPW training, enabling individuals to drive their wheelchairs with greater confidence, flexibility, and safety.

Keywords Robotic Wheelchair, Joystick, Eye tracker, SSVEP.

1. Introducción

Para personas con discapacidades físicas, es muy importante tener independencia para realizar las actividades diarias, siendo las sillas de ruedas robóticas una herramienta ampliamente utilizadas para ayudar en su movilidad [5, 2]. Sin embargo, la mayoría de las sillas de ruedas requieren la capacidad motora del usuario para manipular un joystick para transmitir comandos de control durante la locomoción [3, 2]. Sin embargo, personas con discapacidades severas o que gradualmente pierden las habilidades motoras necesarias no pueden utilizar sistemas de control manual como el joystick.

En los últimos años, se han propuesto una amplia variedad de enfoques alternativos al joystick para el control de sillas de ruedas robóticas, tal como el control por movimientos de cabeza, movimientos faciales, soplido/succión, movimientos oculares y ondas cerebrales [3]. Para personas con alta discapacidad motora se destacan los sistemas basados en movimientos oculares y señales cerebrales (a través de interfaces cerebro-computador – ICCs), los cuales requieren menor cantidad de movimientos físicos [11, 5]. Cabe destacar que, en general, en los sistemas comunes de SSVEP (del inglés, Steady-State Visual Evoked Potential) y de eye tracker, el usuario debe mirar los comandos visuales para controlar la silla de ruedas. Por lo tanto, este tipo de sistema puede no ser aplicable para personas con problemas motores oculares o problemas neuromusculares graves. Luego, en [2, 4, 17] se presentan sistemas con una novedosa configuración llamada SSVEP independiente (basada en figure-ground perception (FGP) y profundidad de campo de visión) con el fin de reducir o evitar los movimientos oculares cuando las personas con problemas motores oculares o neuromusculares graves comandan aplicaciones o dispositivos finales, como una silla de ruedas robótica. Este tipo de sistema SSVEP permite enviar señales de control sin necesidad de movimiento ocular.

Por otro lado, para algunas personas con discapacidades físicas severas, el manejo inmediato de una silla de ruedas motorizada con estos sistemas alternativos (eye tracker o EEG-SSVEP) presenta serios problemas de adaptación, flexibilidad y seguridad, los cuales pueden ser resueltos mediante el uso de un simulador de entrenamiento. El uso de un simulador que proporciona entrenamiento basado en escenarios de realidad virtual (RV) o escenarios que superponen elementos virtuales en el mundo real, denominados realidad aumentada (RA), puede ser una solución para estos problemas. Este tipo de sistemas se está convirtiendo en una herramienta potencial para apoyar y mejorar los resultados de la rehabilitación y las terapias físicas [15, 10], debido a su amplia variedad de beneficios, que incluyen entornos controlados y seguros, bajo costo y flexibilidad (sesiones de entrenamiento locales o remotas). Por ejemplo, en [7] se utilizó un simulador denominado "Simulador de Cadeira de Rodas Motorizada (SimCaDrom)", el cual tiene por objetivo simular los movimientos de una silla de ruedas robótica con fines de entrenamiento y pruebas de interfaces de control. El objetivo era crear una simulación lo más cercana posible a la experiencia real, además de un entorno motivador, con tareas de entrenamiento más seguras, que proporcionara una retroalimentación cuantitativa que fomentara su uso.

2. Interfaz Multimodal Propuesta

En este trabajo se propone una interfaz multimodal para controlar una silla de ruedas robótica con el fin de entrenar en escenarios virtuales o reales. El objetivo es proponer tres formas de control de entrada: el control convencional con joystick, el control alternativo mediante EEG-SSVEP y el control mediante un dispositivo de seguimiento ocular (eye tracker), mostrados en la Figura 1. El control de la silla de ruedas se realiza en base a cuatro comandos diferentes seleccionados por el usuario: avanzar, girar a la derecha, girar a la izquierda y retroceder. La interfaz virtual ha sido diseñada para proporcionar una experiencia inmersiva, siendo posible utilizar pantallas de computador, pantallas de

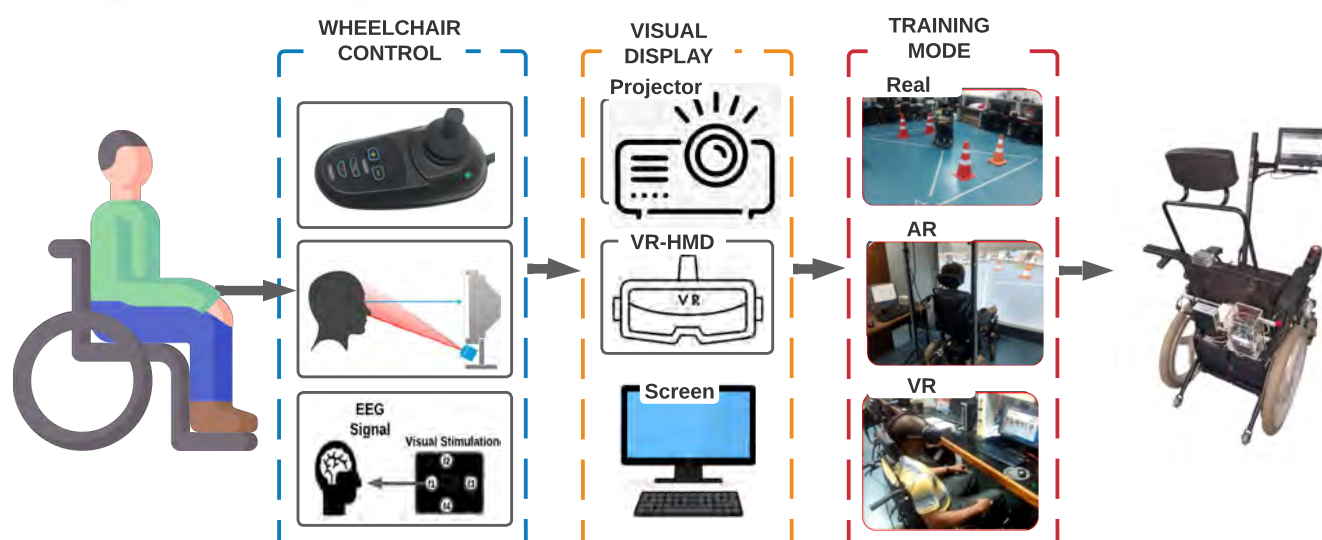


Figura 1. Diagrama de bloques general del sistema multimodal propuesto.

proyección o gafas de realidad virtual (HMD – Head Mounted Device).

2.1 Montaje Experimental

El protocolo de prueba diseñado para los experimentos fue aprobado por el Comité de Ética de la Universidade Federal do Espírito Santo – UFES (número de protocolo 2264126). En el protocolo propuesto, los participantes deben emitir comandos para que la silla de ruedas siga un camino especificado tres veces, comenzando en el punto E, en el centro del laboratorio, y luego pasando por los puntos A, B, C, D y regresando a E. Se instruyó a los participantes a conducir manteniendo la silla de ruedas en el centro de cada segmento del camino, tratando de completarlo lo más rápido y precisamente posible. Para los experimentos se eligieron quince personas sanas, sin ninguna discapacidad física y sin experiencia previa con sillas de ruedas reales. En el primer experimento los sujetos se dividieron en tres grupos para el entrenamiento en los entornos de entrenamiento: RV, RA y Real. En el segundo experimento se usó solo el entorno RV y se realizó el protocolo con tres modos de control: joystick, eye tracker y EEG-SSVEP.

El entorno de RV funciona en una PC con Windows 10, 8 GB de RAM, procesador Intel i7 y una tarjeta gráfica MSI GeForce GTX 1060. El VE del Simcadrom fue creado con el motor de juegos Unity 3D (Unity 5.5.0f3 para Windows), de Unity Technologies. El escenario de prueba seleccionado fue el Laboratorio de Robótica y Tecnología Asistencia (LRTA) de UFES, que se muestra en la Figura 1, el entorno de RA consistía en el control remoto de la silla de ruedas por medio de una cámara de vídeo donde se superponían unos conos virtuales para marcar los puntos de la trayectoria sobre la imagen real.

2.2 Métodos de Evaluación

Varios experimentos se llevaron a cabo para validar los diferentes métodos comparando la experiencia de los usuarios y su desempeño en la conducción. Además, Se utilizaron los siguientes métodos, comúnmente utilizados para evaluar nuevas prácticas en simuladores:

1. La evaluación cualitativa contempla algunas preguntas sobre la experiencia del usuario: Simulator Sickness Questionnaire – SSQ, ampliamente utilizado en investigaciones sobre el mareo

Cuadro 1. Comparación de la experiencia de usuario con los tres entornos de entrenamiento.

Método Evaluativo	RV	RA	Real
Modalidad	Remota	Remota	Presencial
Entorno	Virtual	Real aumentado	Real
Secciones de entrenamiento	Sin limite	Flexible	Limitadas
SUS	87	85	91
IPQ	64	67	75
SSQ	13,4	15	2,9

Realidad Virtual (RV), Realidad Aumentada (RA)

por ciberespacio para medir los síntomas causados por la exposición a un sistema de RV, lo que permite comparar los síntomas en las tres condiciones de visualización [9]; Igroup Presence Questionnaire – IPQ, utilizado para medir el sentido general de presencia, presencia espacial, involucramiento y realismo de un entorno virtual [6]; System Usability Scale – SUS, utilizado para evaluar la usabilidad de un sistema, el cual consta de cinco puntos para evaluar la usabilidad de una amplia variedad de productos y servicios, incluidos hardware, software y aplicaciones [8].

- La evaluación de cuantitativos de desempeño de la conducción incluye: el tiempo medio (TM) empleado en ejecutar una tarea dada y su desviación estándar (DE) [1] y el error o el porcentaje de acierto (ACC) en el seguimiento de la trayectoria [16].

3. Resultados

3.1 Evaluación de Experiencia de Usuario con Diferentes Entornos de Entrenamiento

En este trabajo se evaluaron tres diferentes entornos de entrenamiento: entrenamiento en realidad virtual (RV), entrenamiento en realidad aumentada (RA) y entrenamiento real. Por otro lado, se realizaron algunas pruebas para comparar la experiencia de los participantes y el rendimiento de la conducción, entre una silla de ruedas real y una virtual.

En la Tabla 1 se presenta una comparación de los diferentes parámetros para las tres modalidades de entrenamiento: RV, RA y real. Como se puede ver, el entorno de RV y RA presentan unos resultados de SUS alto, IPQ medio y SSQ medio.

3.2 Experimento con Diferentes Métodos de Control

Para evaluar los métodos de control se utilizó el protocolo presentado en la sección 2.1 con el simulador de silla de ruedas, y se probaron diferentes dispositivos: joystick, eye tracker y dispositivo de EEG. Los resultados obtenidos en este experimento de tiempo medio (TM), desviación standard (SD) y porcentaje de aciertos (ACC) se muestran en la Tabla 2.

4. Discusión

Los resultados mostrados en la Tabla 1 concuerdan con algunos estudios, como en [18], donde se presenta la hipótesis de que los individuos se involucran mejor en un entorno agradable y gratificante de manera inmediata. Además, en [12] se afirma que en un contexto de simulación es posible proporcionar tareas de entrenamiento más motivadoras y seguras con retroalimentación cuantitativa para motivar, apoyar y mejorar los resultados de rehabilitación, debido a sus beneficios, que incluyen

Cuadro 2. Comparación del rendimiento de los tres modos de control propuestos.

Joystick				Eye tracker				EEG-SSVEP			
Sujeto	TM (s)	SD (s)	ACC	Sujeto	TM (s)	SD (s)	ACC	Sujeto	TM (s)	SD (s)	ACC
S1	28	10.7	100	S6	179	39	88	S11	422	49	85
S2	38	8.6	100	S7	140	12	87	S12	476	54	82
S3	27	2.8	99	S8	235	36	91	S13	451	52	87
S4	38	5.3	100	S9	158	23	94				
S5	44	15.7	97	S10	126	10	91				
Promedio	35,4	8,6	99	Promedio	168	24	90	Promedio	449	51,7	84,7

tiempo medio (TM), desviación estándar (DE) y el porcentaje de acierto (ACC)

entornos seguros y controlados, bajo costo y flexibilidad. Por otro lado, en comparación con los trabajos encontrados en la literatura, se observó que para SSQ, en [14] se obtuvieron resultados similares, donde los síntomas de enfermedad asociados con náuseas y desorientación son mayores para entornos RV y RA, en cuanto para entrenamientos en entorno real se presenta tasas muy bajas de SSQ.

Por otro lado, los resultados de la Tabla 2 muestran que el control de sillas de ruedas con joystick fue más intuitivo y los usuarios se adaptaron más fácilmente. Los resultados muestran que es el método más fácil de usar, con TM de 35.4 s y Acc de 99 %, demostrando porque es una técnica comúnmente utilizada para que personas con discapacidades motoras puedan operar una silla de ruedas eléctrica de manera independiente. Sin embargo este tipo de control presenta inconvenientes para personas con condiciones de discapacidad motriz severas.

Por otra parte el experimento de control de una silla de ruedas por eye tracking implica utilizar el foco de la mirada del usuario para determinar la dirección de movimiento de la silla de ruedas. El sistema de eye tracking utiliza una cámara especializada para capturar los movimientos oculares del usuario, que luego se traducen en señales eléctricas para controlar la dirección de la silla de ruedas. Los resultados obtenidos, con TM de 168 s, son casi 5 veces más lentos que el joystick, pero mantiene un alto porcentaje de ACC de 90 %.

Finalmente, los experimentos con EEG-SSVEP implica el uso de tecnologías basadas en las respuestas SSVEP del cerebro para permitir que una persona controle la silla de ruedas mediante la detección de las señales eléctricas generadas por el cerebro en respuesta a un estímulo visual específico. El usuario de la silla de ruedas lleva un gorro de sensores EEG que detecta la actividad eléctrica en el cerebro. Para generar una respuesta SSVEP, el usuario debe enfocar su atención en un estímulo visual específico, como una luz parpadeante a una frecuencia determinada. Los resultados obtenidos, con TM de 449 s, son casi 12 veces más lentos que el joystick, pero mantiene un porcentaje alto de ACC de 84.7 %. Este enfoque, a pesar de tener menor rendimiento, permite que las personas con discapacidades motoras severas controlen una silla de ruedas con relativa facilidad, lo que puede mejorar su movilidad y su calidad de vida.

5. Conclusiones

Este trabajo presentó una interfaz multimodal para entrenamiento de usuarios de silla de ruedas robóticas con diferentes modos de control, a través de joystick, movimiento del globo ocular y señales EEG. El sistema propuesto resulta muy útil para personas con discapacidades severas o que pierden gradualmente las habilidades motoras, como la distrofia muscular o esclerosis lateral amiotrófica, permitiendo métodos de control adaptables al usuario, tal como joystick para etapas con menor discapacidad motora, eye tracking para personas con capacidades motores oculares y, finalmente, el EEG-SSVEP como alternativa para las personas con problemas motores oculares o neuromusculares graves. Vale resaltar que el EEG posee alta resolución temporal, es no invasivo, tiene bajo costo

relativo y es portátil, lo que permite enviar señales de control sin necesidad de movimiento ocular [2, 4, 17].

Otro abordaje interesante presente en este trabajo es la posibilidad que ofrecen los entornos de entrenamiento remotos basados en RV y RA para personas con discapacidad, ya que ofrece una solución a algunos problemas, tal como las restricciones de movilidad de las personas para ir a centros de entrenamiento (como las presentadas durante la pandemia de COVID19), así como las limitaciones financieras o de salud de las personas con discapacidades físicas graves. Los resultados obtenidos demuestran como las interfaces RA y RV han mejorado y son comúnmente utilizados, ofreciendo una mayor comodidad y flexibilidad en el tiempo de entrenamiento [10, 13]. Los próximos pasos para trabajos futuros serán adaptar la interfaz multimodal para procesamiento en la nube, lo cual permitirá entrenar a un mayor número de usuarios de silla de ruedas, con menores restricciones de espacio y tiempo para las secciones de entrenamiento.

6. Referencias

- [1] Philippe S. Archambault, Stéphanie Tremblay, Sarah Cachecho, François Routhier, and Patrick Boissy. Driving performance in a power wheelchair simulator. *Disability and Rehabilitation: Assistive Technology*, 7:226–233, 5 2012.
- [2] Teodiano Bastos-Filho, Alan Floriano, Eduardo Couto, and Richard JM Godinez-Tello. Towards a system to command a robotic wheelchair based on independent ssvp-bci. In *Smart Wheelchairs and Brain-Computer Interfaces*, pages 369–379. Elsevier, 2018.
- [3] Teodiano Freire Bastos-Filho, Fernando Auat Cheein, Sandra Mara Torres Muller, Wanderley Cardoso Celeste, Celso de la Cruz, Daniel Cruz Cavalieri, Mario Sarcinelli-Filho, Paulo Faria Santos Amaral, Elisa Perez, Carlos Miguel Soria, et al. Towards a new modality-independent interface for a robotic wheelchair. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 22(3):567–584, 2014.
- [4] Anibal Cotrina, Alessandro Botti Benevides, Javier Castillo-Garcia, Alessander Botti Benevides, David Rojas-Vigo, Andre Ferreira, and Teodiano Freire Bastos-Filho. A ssvp-bci setup based on depth-of-field. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 25(7):1047–1057, 2017.
- [5] Pablo F Diez, Sandra M Torres Müller, Vicente A Mut, Eric Laciari, Enrique Avila, Teodiano Freire Bastos-Filho, and Mário Sarcinelli-Filho. Commanding a robotic wheelchair with a high-frequency steady-state visual evoked potential based brain-computer interface. *Medical engineering & physics*, 2013.
- [6] Frank Friedmann and Holger Regenbrecht. The experience of presence: Factor analytic insights, 2001.
- [7] Kevin A Hernandez-Ossa, Eduardo H Montenegro-Couto, Berthil Longo, Alexandre Bisso-li, Mariana M Sime, Hilton M Lessa, Ivan R Enriquez, Anselmo Frizera-Neto, and Teodiano Bastos-Filho. Simulation system of electric-powered wheelchairs for training purposes. *Sensors*, 20(12):3565, 2020.

- [8] Rolf-Magnus Hjørungdal, Filippo Sanfilippo, Ottar L. Osen, Adrian Rutle, and Robin T. Bye. A game-based learning framework for controlling brain-actuated wheelchairs. In *ECMS*, 2016.
- [9] Robert S. Kennedy, Norman E. Lane, Kevin S. Berbaum, and Michael G. Lilienthal. Simulator sickness questionnaire: An enhanced method for quantifying simulator sickness. *The International Journal of Aviation Psychology*, 3:203–220, 1993.
- [10] Berthil Borges Longo. Northeastern network of biotechnology development and evaluation of serious games as assistive technology through affordable access multi-devices, 2019.
- [11] SM Torres Müller, Wanderley Cardoso Celeste, Teodiano Freire Bastos-Filho, and Mário Sarcinelli-Filho. Brain-computer interface based on visual evoked potentials to command autonomous robotic wheelchair. *J. Med. Biol. Eng.*, 2010.
- [12] David J Reinkensmeyer and Michael L Boninger. Technologies and combination therapies for enhancing movement training for people with a disability, 2012.
- [13] Nancy Rodriguez. Development of a wheelchair simulator for children with multiple disabilities, 2016.
- [14] Sarah C. Sharples, Sue V. G. Cobb, Amanda Moody, and John R. Wilson. Virtual reality induced symptoms and effects (vrise): Comparison of head mounted display (hmd), desktop and projection display systems. *Displays*, 29:58–69, 2008.
- [15] Zhibin Song, Shuxiang Guo, and Mohd Yazid. Development of a potential system for upper limb rehabilitation training based on virtual reality. *2011 4th International Conference on Human System Interactions, HSI 2011*, pages 352–356, 2011.
- [16] Donald M. Spaeth, Harshal Mahajan, Amol Karmarkar, Diane Collins, Rory A. Cooper, and Michael L. Boninger. Development of a wheelchair virtual driving environment: Trials with subjects with traumatic brain injury. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 89:996–1003, 5 2008.
- [17] Richard MG Tello, Sandra MT Müller, Muhammad A Hasan, André Ferreira, Sridhar Krishnan, and Teodiano F Bastos. An independent-bci based on ssvp using figure-ground perception (fgp). *Biomedical Signal Processing and Control*, 26:69–79, 2016.
- [18] M. Thornthorn, S. Marshall, J. McComas, H. Finestone, A. McCormick, and Heidi Sveistrup. Benefits of activity and virtual reality based balance exercise programmes for adults with traumatic brain injury: Perceptions of participants and their caregivers. *Brain Injury*, 19:989–1000, 2005.

EKF-SLAM BASEADO EM LANDMARKS NATURAIS E ARTIFICIAIS A SER APLICADO EM UMA CADEIRA DE RODAS INTELIGENTE

César Bastos da Silva^{1,2}, Felipe Augusto Oliveira Mota^{1,3}, Victor Ferman^{1,4}, Eric Rohmer^{1,5}

¹ Departamento de Engenharia de Computação e Automação Industrial (DCA), Faculdade de Engenharia Elétrica e Computação (FEEC), Universidade Estadual de Campinas (UNICAMP), Brasil.

(²cesar.silva2612, ³felipeaomota, ⁴vferman1)²@gmail.com, ⁵rohmer@unicamp.br

Resumo: No momento atual, há um evidente aumento no número de pessoas que possuem dificuldades funcionais, sendo prejudicados diariamente na dignidade, conforto e saúde. Desta forma, centros de pesquisas tem focado no desenvolvimento de tecnologias assistivas visando minimizar o impacto imposto pelas limitações físicas. Um meio de estudo é a robotização da cadeira de rodas, para tornar-las mais seguras para o usuário, dando controle para o veículo em situações que haja necessidade de intervenção. O primeiro ponto a ser estudado é o sistema de localização e mapeamento (SLAM), para que desta forma a cadeira consiga entender onde está no mundo e a seu redor para tomar a decisão mais adequada. Este trabalho propõe aplicar algoritmo EKF-SLAM, para solucionar esse problema, utilizando mais de um tipo de ponto de interesse, retirando informação do Lidar 2D e de marcadores artificiais (ArUco).

Palavras chave: Cadeira de rodas, Localização, mapeamento, Tecnologia assistiva.

Abstract: Nowadays, there is a clear increase in the number of people who have functional difficulties, which impairs their dignity, comfort, and health daily. In this way, research centers have focused on the development of assistive technologies to minimize the impact imposed by physical limitations. A subject of study is the robotization of the wheelchair, to make them safer for the user, giving control to the vehicle in situations where intervention is required. The first point to be studied is the location and mapping system (SLAM), allowing the chair to understand where it is in the world and its surround, to make the most appropriate decision. This work proposes to implement the EKF-SLAM algorithm, to solve this problem, using more than one type of landmark, extracting information from Lidar 2D and artificial markers (ArUco).

Keywords Wheelchair, Localization, Mapping, Assistive Technology.

1. Introdução

Atualmente, mais um bilhão de pessoas possuem alguma forma de deficiência, sendo cerca de 200 milhões pessoas que experimentam dificuldades funcionais consideráveis [4]. Para minimizar o impacto imposto pelas limitações físicas dos portadores de necessidades especiais, propostas de novas tecnologias vêm sendo apresentadas, sendo esta área de pesquisa denominada Tecnologia Assistiva [6]. Como exemplo, pode-se destacar cadeira de rodas, andadores, bengalas, entre outros

[9]. As cadeiras de rodas quando motorizadas concedem uma mobilidade funcional para pessoas com deficiências não somente nos membros inferiores, mas também aquelas com sua mobilidade dos membros superiores também afetadas (tetraplégicos) [6].

Com o objetivo de conseguir levar parte desta autonomia para as pessoas com deficiência, centros de pesquisa têm aplicado técnicas de robótica e computação em cadeiras de rodas motorizadas, adaptar cadeiras de rodas comerciais se tornou a estratégia mais utilizada [6], visto que sua estrutura mecânica já foi testada e tem sua funcionalidade comprovada por ser projetada para ser ergonômica e para acomodar o usuário da maneira mais apropriada [7]. Um dos principais fatores necessários para dar autonomia a um robô é desenvolvê-lo com a capacidade da percepção do ambiente ao seu redor e na sua capacidade de mapeamento.

Na literatura, é possível encontrar diferentes tipos de propostas de robotização de cadeiras de roda com diferentes sistemas de localização e mapeamento, mas cada método possui sua limitação e utilizar mais de um método se mostra bastante vantajoso [10]. Visto isso, neste trabalho, busca-se propor um sistema de localização e mapeamento (SLAM) para ser utilizado em uma cadeira de rodas robotizada, utilizando dois métodos de detecção, por Lidar 2D e por marcadores ArUco, aplicando método baseado em filtro de Kalman Estendido, aproveitando do semelhança das características cinemáticas com robôs móveis.

2. Materiais e Métodos

Este trabalho apresenta a implementação de um sistema de localização e mapeamento a ser aplicado a uma cadeira de rodas robotizada, realizando a fusão entre dois métodos de aquisição de pontos de interesse, câmera monocular e Lidar 2D. A estrutura metodológica e os resultados encontrados serão apresentados a seguir, junto com a discussão sobre o que foi encontrado.

2.1 Bancada de testes

Para testar os algoritmos de SLAM desenvolvidos, foram conduzidos testes com o robô Pioneer 3-DX, comumente utilizado em laboratório de robótica como veículo genérico. Na Figura 1, é possível visualizar o veículo utilizado, equipado com o Lidar 2D LMS111-10100, com um Kinect, a qual é utilizado apenas a câmera e encoders nas duas rodas. A adaptação do robô para a cadeira estaria diretamente relacionados no posicionamento dos sensores, onde os sensores poderiam ser posicionados na parte lateral da cadeira e a câmera acima da cabeça do usuário, modificando pontos de vista, mas não afetando a funcionalidade dos algoritmos.



Figure 1. Pioneer 3-DX no ambiente desenvolvido.

2.2 Modelagem robô diferencial

O robô diferencial possui restrições de movimento, devido a possuir limitações não-holonômicas (assume-se que as rodas giram sem deslizar). É um sistema subatuado, pois possui duas entradas (velocidade das rodas esquerda e direita) e três estados a serem controlados (x , y e θ) [1]. O modelo do robô é utilizado para estimação da posição, como será feito neste trabalho. Para tal, verifica-se as velocidades de cada roda em cada iteração do processo, definindo desta maneira a velocidade linear e angular do robô, de acordo com as Equações 1 e 2. Onde V_R , V_L , V e b são velocidade linear da roda direita, velocidade linear da roda esquerda, velocidade linear do robô e distância do centro de rotação até a roda, respectivamente.

$$V = \frac{V_R + V_L}{2} \quad (1)$$

$$\omega = \frac{V_R - V_L}{2b} \quad (2)$$

Dividindo então as velocidades linear e angular pelo tempo de amostragem (discretização pelo método de Euler), é possível definir o quanto o veículo se movimentou (Δs) e qual a sua variação angular ($\Delta\theta$). Com isso encontra-se a função apresentada na Equação 3, que descreve o movimento do robô aproximado de $[x \ y \ \theta]^T$ para $[x' \ y' \ \theta']^T$

$$\begin{bmatrix} x' \\ y' \\ \theta' \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} x \\ y \\ \theta \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} \Delta s \cos(\theta + \frac{\Delta\theta}{2}) \\ \Delta s \sin(\theta + \frac{\Delta\theta}{2}) \\ \Delta\theta \end{bmatrix} \quad (3)$$

2.3 SLAM

Algoritmos de SLAM são utilizados para que um robô consiga navegar sem que tenha informação a priori e que possa construir um mapa dos seus arredores [2] [5]. O processo é dividido em duas etapas: se movimentar pelo ambiente e então identificar pontos de interesse e estimá-los sem ter conhecimento prévio. O SLAM aplicado ao problema utiliza landmarks, que são pontos de interesse que o sistema de detecção analisa e são utilizados para auxiliar na correção da pose do robô.

2.4 Split and Merge

O Split and Merge é utilizado para retirar features a partir da leitura de um Lidar 2D, sua escolha foi dada devido a ser um algoritmo bastante consolidado e com o ponto positivo de usar apenas geometria básica. A partir dele é possível identificar pontos fixos, como cantos de parede e de objetos. O algoritmo é dividido em duas etapas, Split e Merge. Na fase Split é responsável por encontrar retas a partir dos dados obtidos. Já na fase Merge, retas que são praticamente colineares são transformadas em uma só. A partir dessas retas é possível definir os pontos de interesse a serem utilizados.

2.5 ArUco

A utilização de apenas landmarks naturais torna o sistema não eficiente, principalmente em ambientes com baixa quantidade de features. Com isso trabalhos vem propondo a adição de landmarks

artificiais , a fim de auxiliar a localização do veículo [3]. O marcador utilizado será do do tipo ArUco que é bastante popular por possuir como maior benefício o fato de um marcador já conseguir passar a informação necessária para definir a pose da câmera, assim como informações mais topológicas e semânticas para uso além da localização. Sua utilização nesse projeto visa proporcionar mais informações topológica do ambiente e auxiliar diretamente na estimação da pose do veículo. [3] funde ORB features e com marcadores, através da minimização do erro de projeção.

2.6 Extendend Kalman Filter SLAM (EKF-SLAM)

Esta técnica resolve o problema do SLAM ao explorar a utilização de um filtro de Kalman Estendido. O filtro de Kalman soluciona a questão de estimar o estado de um sistema em tempo discreto, no qual é governado por uma equação diferencial estocástica e linear. Entretanto, para aplicar a sistemas não-lineares, aplica-se o filtro de Kalman Estendido, onde é realizada a linearização da média e da covariância. No EKF-SLAM, descreve-se em um vetor de estados, Equação 4, a pose do veículo (x, y, θ) e a pose dos landmarks $(m_{1,x}, m_{1,y}, \dots, m_{i,x}, m_{i,y})$ encontrados ao longo do caminho.

$$x_t = (x \ y \ \theta \ m_{1,x} \ m_{1,y} \ \dots \ m_{i,x} \ m_{i,y})^T \quad (4)$$

O tipo de landmark afeta a sua precisão:

1. Se ao detectar um landmark é possível sua identificação com precisão, um identificador de um marcador ArUco, por exemplo.
2. Não havendo uma identificação precisa, tendo que usar técnicas de distância mínima.

O algoritmo do EKF-SLAM, é composto de três etapas, de predição, atualização e inovação. A etapa de predição, atualiza a pose do robô através do seu modelo cinemático e calcula a covariância do modelo. A etapa é descrita por duas principais Equações, 5 e 6.

$$\bar{\mu}_t = g(u_t, \mu_{t-1}, m) \quad (5)$$

$$\bar{\Sigma}_t = G_T \Sigma_{t-1} G_t^T + R_t \quad (6)$$

A etapa atualização é responsável pela identificação de novos landmarks a serem adicionados ao vetor de estados e para a contribuição dos landmarks já identificados para atualizar a pose do robô e a localização dos outros landmarks presentes no vetor de estados. Ou seja, cada landmark que está sendo visualizado novamente, irá contribuir para correção de todo o vetor de estados. O primeiro passo da etapa de atualização é computar a estimação da posição dos sensores em função da pose do robô e da posição dos landmarks presentes do vetor de estados.

$$\delta = \begin{bmatrix} \delta_x \\ \delta_y \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \bar{\mu}_{k,x} - \bar{\mu}_{t,x} \\ \bar{\mu}_{k,y} - \bar{\mu}_{t,y} \end{bmatrix} \quad (7)$$

Onde $\bar{\mu}_k$ é a posição do landmark k e $\bar{\mu}_t$ a pose atual do robô. Na etapa de inovação, o novo landmark não presente no vetor de estados, é adicionado, calculado a sua localização através da Equação 8.

$$\begin{bmatrix} m_{xk} \\ m_{yk} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \bar{\mu}_{t,x} \\ \bar{\mu}_{t,y} \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} r_t^k \cos(\phi_t^k + \bar{\mu}_{t,\theta}) \\ r_t^k \sin(\phi_t^k + \bar{\mu}_{t,\theta}) \end{bmatrix} \quad (8)$$

Com o ganho calculado e novos landmarks adicionados, basta então recalcular os valores do vetor de estados e a nova covariância encontrada, a partir de:

$$\mu_t = \bar{\mu}_t + K_t^k (z_t^k - \hat{z}_t^k) \quad (9)$$

2.7 Resultados

O teste conduzido é resumido em liberar o robô no ambiente com marcadores ArUco posicionados aleatoriamente ao longo da parede. Dados provindos da câmera monocular, Lidar 2D e odometria são monitorados com uma frequência de 10 Hz, passados via ROS para o EKF-SLAM. Foram testados então, com os mesmos dados, com a fusão de informações e sem, resultando na Figura 2. Com a finalidade de comparar resultados, foi colocado um marcador no robô, que através de uma câmera externa foi adquirida para ser utilizada como método mais confiável e já validado [8].

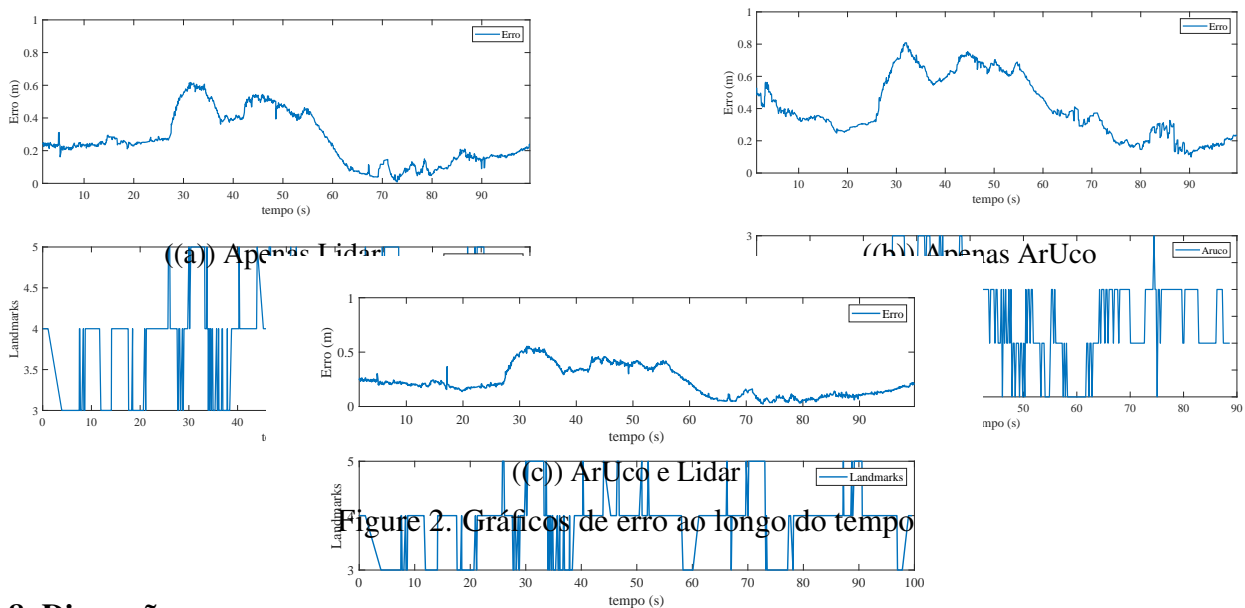


Figure 2. Gráficos de erro ao longo do tempo

2.8 Discussões

Na Figura 2 são apresentados os gráficos de erros para cada uma das configurações, apenas com lidar, ArUco e combinando os dois. Através da imagem é possível perceber que o sistema utilizando apenas marcadores artificiais tem um erro maior, por ser momentos onde menos featurues estão sendo detectadas. Ao combinas ambos os métodos, o resultado se mostrou efetivo, havendo um ganho de precisão tanto na diminuição do pico do erro, como também diminuindo bastante o erro em alguns momentos. Isto é resultado da grande precisão que os marcadores adicionam ao sistema, que é perceptível no sistema apenas com ArUco, onde o erro possui maiores variações, por momentos onde não há detecção.

3. Conclusões

O estudo de cadeiras de rodas inteligentes, visando minimizar o impacto imposto pela limitação das mesmas vem crescendo cada vez mais, sendo a parte de localização essencial, pois a cadeira em

momentos poderá tomar decisões que irão aumentar a segurança e conforto do usuário. Desta forma, o algoritmo apresentado se mostrou eficiente, pois apresenta resultados mais confiáveis quando comparado a sistemas de odometria pura. Percebe-se que no fim da trajetória já há uma pequena divergência entre o Lidar e o sistema completo, mostrando que a longo prazo, a resposta do sistema composto irá se mostrar mais eficiente.

Outra contribuição é a fusão de diferentes detecção de pontos de interesse, o que aumenta a confiabilidade do sistema, diminuindo a covariância da estimação da pose do sistema robótico.

4. Agradecimentos

Esse trabalho foi parcialmente financiado pela Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de São Paulo (FAPESP), processo 2021/00199-8, CPE SMARTNESS, Ericsson Telecomunicações Ltda.

5. Referências

- [1] D. Chwa. Tracking control of differential-drive wheeled mobile robots using a backstepping-like feedback linearization. *IEEE Transactions on Systems, Man, and Cybernetics - Part A: Systems and Humans*, 40(6):1285–1295, 2010.
- [2] Julio Fajardo, Victor Ferman, Jabes Guerra, Antonio Ribas Neto, and Eric Rohmer. Lmi methods for extended filters for landmark-based mobile robot localization. In *IEEE/ASME International Conference on Advanced Intelligent Mechatronics (AIM)*, pages 511–517, 2021.
- [3] R. Munoz-Salinas and R. Medina-Carnicer. Ucoslam: Simultaneous localization and mapping by fusion of keypoints and squared planar markers. *Pattern Recognition*, 101:107193, 2020.
- [4] World Health Organization. World report on disability 2011. *World Health Organization*, 2011.
- [5] Paulo Pinheiro, Jacques Wainer, Eleri Cardozo, and Eric Rohmer. Arrangement map for task planning and localization for an autonomous robot in a large-scale environment. In *IEEE International Conference on Control Science and Systems Engineering*, pages 13–17, 2014.
- [6] Eric Rohmer, Paulo Pinheiro, Eleri Cardozo, Mauro Bellone, and Giulio Reina. Laser based driving assistance for smart robotic wheelchairs. In *2015 IEEE 20th Conference on Emerging Technologies & Factory Automation (ETF A)*, pages 1–4. *IEEE*, 2015.
- [7] Richard C Simpson. Smart wheelchairs: A literature review. *Journal of rehabilitation research and development*, 42(4):423, 2005.
- [8] Patrik Vávra. ROS FRAMEWORK UTILIZATION FOR AUTONOMOUS MOBILE ROBOT CONTROL SYSTEM. Master's thesis, *Brno University of Technology, Czech Republic*, 2019.
- [9] Salifu Yusif, Jeffrey Soar, and Abdul Hafeez-Baig. Older people, assistive technologies, and the barriers to adoption: A systematic review. *International journal of medical informatics*, 94:112–116, 2016.
- [10] Cheng Zhao, Huosheng Hu, and Dongbing Gu. Building a grid-point cloud-semantic map based on graph for the navigation of intelligent wheelchair. In *2015 21st International Conference on Automation and Computing (ICAC)*, pages 1–7. *IEEE*, 2015.

Precise Elbow Angle Measurement for Exoskeletons Applications: Comparison between Optical Fiber and IMU-based sensors

Sophia Otálora¹, Marcelo Eduardo Vieira Segatto¹, Maxwell E. Monteiro², Carlos A. Cifuentes^{3,4}, Camilo A. R. Diaz¹

¹ Telecommunications Laboratory (LabTel), Electrical Engineering Department, Federal University of Espírito Santo, Vitória, Brazil, sophia.gonzalez@edu.ufes.br, marcelo.segatto@ufes.br, camilo.diaz@ufes.br

² Instituto Federal do Espírito Santo (IFES), Campus Serra, Serra, Brazil, maxwell.monteiro@ifes.br

³ Bristol Robotics Laboratory, University of the West of England, Bristol, UK, carlos.cifuentes@uwe.ac.uk

⁴ The School of Engineering, Science and Technology, Universidad del Rosario, Bogotá D.C., Colombia.

Abstract: The accuracy of measuring elbow position is essential in human motion analysis and control strategies for robotic exoskeletons. Currently, the technology for measuring position includes Inertial Measurement Units (IMU), encoders, and optical fiber (OF). However, these methods suffer from integration errors or are limited to rigid structures. Optical fiber has proven to be a promising solution for measuring elbow position, being flexible, low cost, and immune to electromagnetic interference. This article will compare OF and IMU sensors to determine the suitable option for measuring elbow position in exoskeleton applications. Five healthy subjects performed a repetitive lifting activity using the IMU, OF, and encoder. These results indicate a low difference between the OF and the encoder, making the OF a suitable solution due to cost, precision, and ease of implementation. In conclusion, when comparing these two methods, the OF sensor has multiple advantages over commercial sensors to be implemented in exoskeleton applications.

Keywords Elbow, angle sensor, optical fiber, robotics

1. Introduction

The upper limb performs many activities of daily living, which leads to a significant impact on people's quality of life [13]. Specifically, the elbow's joint serves as a mechanical connection between the hand, wrist, and shoulder. Its functions include positioning the hand in space for precise movements, powerful grasping, and other multiple activities [6]. Motion estimation and tracking of continuous joint movement of human arms are essential to human-robot interaction [8]. Therefore, it is important to monitor and evaluate the movement and function of the elbow joint to provide information about the person's degree of physical activity and functional capacity [5].

Precise estimation of the elbow's angle is essential in robotic applications where biomechanical methods are utilized to estimate the elbow's range of motion (ROM) and angular displacements [2]. The monitoring of this parameter is used in the control strategies of robotic exoskeletons for motion assistance, and rehabilitation for activities of daily living [10].

Currently, technology for measuring position for evaluating and analyzing exoskeletons includes magnetic encoders, Inertial Measurement Units (IMUs), and optical fiber (OF). IMUs are widely used in industry, but they suffer from an integration error that increases with time and velocity [12]. On the

other hand, magnetic encoders are precise but limited to rigid structures and cannot be used in intense electromagnetic environments [1].

Additionally, OF technology has proven to be a promising solution for measuring elbow position for exoskeleton applications. OF is a flexible structure, low cost, and immune to electromagnetic interference, making it an alternative for mounting on an elbow exoskeleton and measuring parameters [4]. However, a comparison with commercial sensors should be conducted to observe their errors, advantages, and disadvantages. This will help to determine if the OF sensor is the most suitable option for robotic applications.

In this article, it is compared an OF and IMU sensors previously mentioned with the magnetic encoder in terms of accuracy, reliability, and cost to determine which is the most suitable sensor for measuring elbow position for exoskeleton applications.

2. Method

2.1 Materials

A three-dimensional polylactic acid (PLA) structure was constructed for the elbow joint. The structure was secured using velcro, and an OF was threaded through the system. The polymer OF (SH4001, Mitsubishi Chemical Co.) is used to measure the angle of the elbow. A sensitive zone [9] was created where voltage changes would occur in response to the joint's flexion and extension. Also, a Light-emitting diode (LED) IF E96R, and a phototransistor IF-D92 (Industrial Fiber Optics, USA) located on opposite sides of the fiber are utilized to measure changes in voltage. Finally, a microcontroller Teensy 3.6 (PJRC, USA) with an ADC of 16 bits of resolution is used to measure the voltage of the phototransistor and the sensors.

Additionally, an Alt-IMU V4 inertial sensor was positioned on the participant's arm to compare this sensor in measuring the elbow's angle. Finally, a magnetic encoder AS5600 was located at the elbow joint on the rigid structure to provide a standard angle measure. This encoder is used to compare the OF and IMU signals in measuring the joint's angle because of its ability to accurately measure the angle in real-time, providing valuable information for the analysis of the results. Table 1 shows a comparison between the characteristics of the three sensors, and Figure 1 shows the setup including all of the sensors used in the study.

Table 1. Characteristics of the encoder, OF and IMU sensors.

Parameter/Sensor	Encoder	Fiber	IMU
Precision	+/- 0.33°	Depends on each sensitive zone	+/- 2 °/s (Gyr)
Resolution	16-bit (DAC resolution)	16-bit (Teensy 3.6)	16-bit reading per axis (Acc & Gyr)
Mechanic characteristics	Robust environmental tolerance	Flexible and resistant to deformation	Vibration and shock resistant
Acquisition rate	Up to 10 kHz	Up to 10 kHz	Up to 200 Hz
Material	Magnetic and metallic components	PMMA	Electronic components

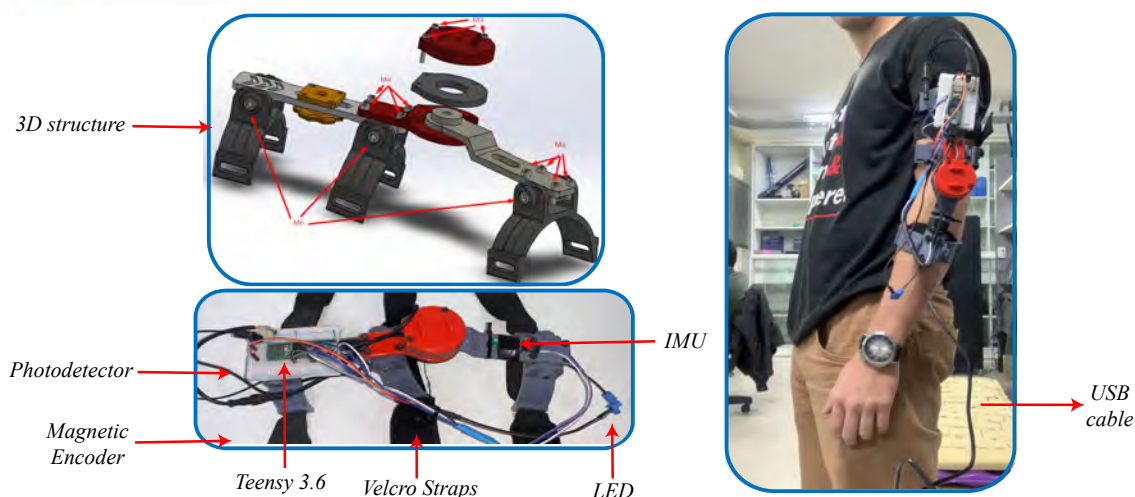


Figure 1. Setup of 3D structure, sensors and participant during the test

2.2 Optical Fiber Characterization

For the OF characterization, a participant performed various movements during arm flexion and extension. This information was acquired and compared with the magnetic encoder data to identify the angles that the person was performing. To generate the sensitive zone of the OF, the jacket of the fiber was removed from the fiber in the elbow flexion area. For this purpose, a razor blade was used where the jacket was cylindrically removed in the corresponding area to the arm flexion/extension. In addition, to obtain greater voltage loss and, therefore, greater sensitivity, a DC motor was used to rotate the fiber to remove the cladding by means of sandpaper slightly. This type of cut in the sensitive zone has been previously evaluated, regulating sensitivity and improving misalignment issues compared to the OF curvature sensors [3], and also evaluating its fatigue or number of cycles that it can withstand [7].

2.3 Experimental Protocol

The protocol is divided into two main stages in five volunteer healthy subjects. All subjects signed the informed consent after reading the protocol approved by the ethics committee with number 4.635.835. The first stage is a calibration phase, where the subject must stand still for 10 seconds. This allows the sensor to settle and record a stable baseline measurement, which can then be used to subtract the offset from subsequent readings. In the second stage, subjects performed the biceps curl test for multiple repetitions during 2 minutes. This test aims to evaluate the sensor's signals in the cyclic periods of flexion/extension of the elbow.

2.4 Data processing and feature extraction

MATLAB software was used for data processing. First, all three signals were acquired at a sampling frequency of 52 Hz; then, a low-pass filter with a cutoff frequency of 0.5 Hz was applied to reduce noise. A Fast Fourier Transform (FFT) was applied to observe the principal components of the signal. The encoder data were acquired by converting the values from raw encoder counts to degrees. Lastly, to calculate the position of the IMU, the numerical integration method known as the Euler method was used. The method is one of the most used in the literature in low-cost IMU sensors [11]. It also assumes a constant gyroscope rotation rate, and the position accuracy depends on the sampling frequency and the accuracy of the gyroscope. With this processing, variables such as Root Mean Squared (RMS), mean, minimum (MIN), and maximum (MAX) variables of the IMU

and fiber-optic were acquired for the three sensors. These values are calculated per repetition window and averaged per subject.

2.5 Statistical Analysis

The SPSS software was used for the statistical analysis of the three sensors. First, the normality test is performed through the Shapiro-Wilk test. Afterward, the Friedman test is performed by comparing the fiber, encoder, and IMU sensors in all variables to determine any statistically significant differences. Lastly, the U-Mann Whitney test is performed to observe significant changes between the encoder (reference) and the fiber and IMU sensors.

2.6 Results and discussion

The response of the sensor characterization is shown in Figure 2, which demonstrated a linear relationship and an R squared value higher than 95%. This indicated a strong correlation between voltage and angle. Two separate equations were established for the flexion and extension movements due to the flexible nature of the fiber, which resulted in some hysteresis. Table 2 presents the results between

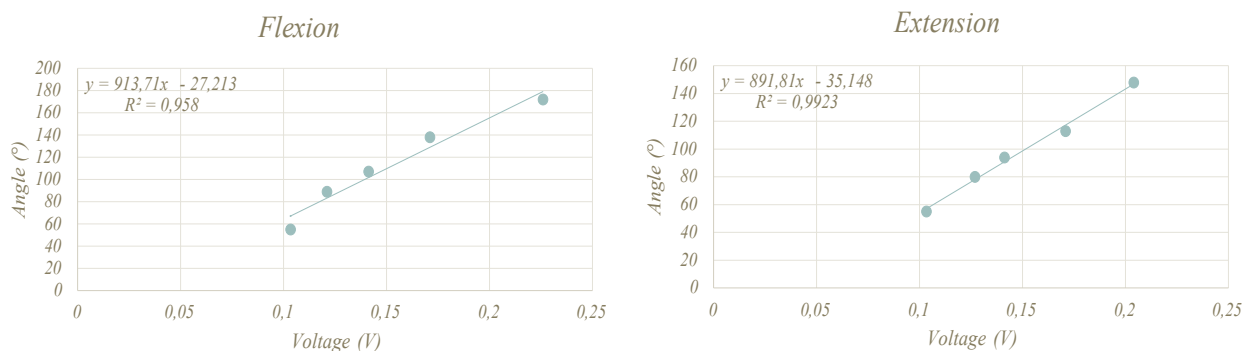


Figure 2. Optical fiber characterization for flexion and extension of the elbow

three sensors: OF, magnetic encoder, and IMU. Five parameters were compared: ROM, RMS, mean, min, and max. Also, the percentage errors when compared with the encoder are presented.

The precision and performance of each sensor are observed with the values obtained for each parameter. For instance, The IMU shows a significant difference in all parameters compared to the encoder, with errors between 6% - 73% indicating that the IMU is less precise in measuring the elbow's angle. This is mainly due to the integration error when the position is calculated. This error causes a drift in the signal, and they accumulate over time due to imperfect data [12]. Besides, additional knowledge, such as initial conditions, is required to determine the integration constants, which leads to the unsuccessful identification of this parameter [11].

On the other hand, the OF and magnetic encoder do not change significantly in the RMS and mean values, suggesting a similarity in their precision and performance. However, values such as ROM, MIN, and MAX with errors between 2% - 14%. This can also be observed in Figure 3, where the encoder and OF have similar graphs. The IMU signal varies due to the errors presented in the integration method. The error is also observed when reaching the minimum or maximum value due to the fiber's flexibility since it still presents hysteresis. This should be considered for adjustment in future work during fiber characterization.

Additionally, this data highlights the importance of considering the limitations and strengths of each sensor when selecting a measurement device for a specific application. It is important to ob-

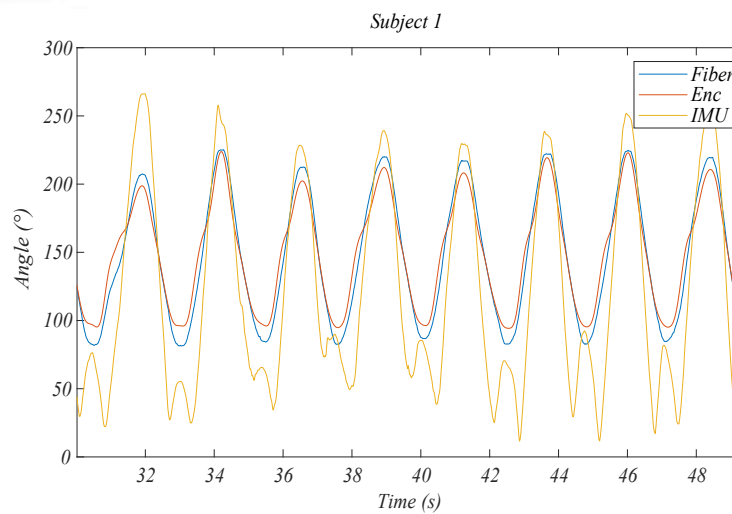


Figure 3. Optical fiber characterization for flexion and extension of the elbow

Table 2. Mean and standard deviation of variables of 5 subjects performing elbow flexion/extension. Fiber and IMU errors are presented. (*) indicate the normal distribution of data.

Parameter/Sensor	Encoder	Fiber	Fiber error (%)	IMU	IMU error (%)	p-value
ROM	139.0 ± 6.9	121.7 ± 9.9	12.44	220.2 ± 45.8*	58.39	p<0.001
RMS	155.4 ± 3.2	154.8 ± 3.0	-	145.3 ± 18.0*	6.53	p<0.001
MEAN	148.1 ± 3.4	149.7 ± 2.9	-	125.8 ± 13.9*	14.97	p<0.001
MIN	83.1 ± 2.0*	95.1 ± 0.7	14.44	21.8 ± 16.6	73.75	p<0.001
MAX	222.3 ± 4.5	217.5 ± 7.8	2.16	252.4 ± 33.3	13.54	p<0.001

serve that the OF sensor, compared to the magnetic encoder, is a low-cost sensor that can be used in rigid and soft robotic devices due to its flexible characteristics [4], however, it has a limitation related to variable losses which leads to low sensitivity and could cause errors when compared to the magnetic encoder. Furthermore, it is immune to magnetic fields, an issue commonly present in magnetic encoders in robotics applications [1]. This feature provides greater reliability and stability in the measurements, reducing the potential for false or inaccurate readings. The flexibility and immunity to electromagnetic interference of the OF sensor make it a suitable option for soft robotics applications.

3. Conclusion

In conclusion, the results of this study provide valuable information for selecting a suitable measurement device for exoskeleton instrumentation. The OF sensor proved to have multiple advantages over the IMU sensor obtaining errors between 2% - 14% as compared to errors between 6% -73% respectively. It is also low-cost, flexible, and immune to electromagnetic interference, making it an affordable option to measure angle values for robotic devices.

4. Acknowledgments

This work is partially supported by FAPES (209/2018 - Edital Especial CPID). Camilo Diaz acknowledges the financial support of FAPES (459/2021), CNPq (310668/2021-2), and MCTI/FNDCT/FINEP (2784/20).

References

- [1] K Bohnert, P Gabus, J Kostovic, and H Brändle. Optical fiber sensors for the electric power industry. *Optics and Lasers in Engineering*, 43(3-5):511–526, 2005.
- [2] Paolo Bonato, Gerold R Ebenbichler, Serge Henri Roy, Stephan Lehr, Martin Posch, Josef Kollmitzer, and Ugo Della Croce. Muscle fatigue and fatigue-related biomechanical changes during a cyclic lifting task. *Spine*, 28(16):1810–1820, 2003.
- [3] Laura De Arco, María José Pontes, Marcelo EV Segatto, Maxwell E Monteiro, Carlos A Cifuentes, and Camilo AR Díaz. Soft-sensor system for grasp type recognition in underactuated hand prostheses. *Sensors*, 23(7):3364, 2023.
- [4] Massimiliano Donno, Elia Palange, Fabio Di Nicola, Giovanni Bucci, and Fabrizio Ciancetta. A new flexible optical fiber goniometer for dynamic angular measurements: Application to human joint movement monitoring. *IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement*, 57(8):1614–1620, 2008.
- [5] Mahmoud El-Gohary and James McNames. Shoulder and elbow joint angle tracking with inertial sensors. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 59(9):2635–2641, 2012.
- [6] Stefan Fornalski, Ranjan Gupta, and Thay Q Lee. Anatomy and biomechanics of the elbow joint. *Sports medicine and arthroscopy review*, 11(1):1–9, 2003.
- [7] Cristian D Guerrero-Mendez, Laura De Arco, Maria J Pontes, Marcelo EV Segatto, Carlos A Cifuentes, Teodiano F Bastos-Filho, and Camilo AR Diaz. Fatigue test on optical fiber angle sensors based on polymeric materials for flexion–extension applications. *Optical Fiber Technology*, 78:103334, 2023.
- [8] Yanjiang Huang, Kaibin Chen, Xianmin Zhang, Kai Wang, and Jun Ota. Motion estimation of elbow joint from semg using continuous wavelet transform and back propagation neural networks. *Biomedical Signal Processing and Control*, 68:102657, 2021.
- [9] Arnaldo G Leal-Junior, Anselmo Frizzera, and Maria Jose Pontes. Sensitive zone parameters and curvature radius evaluation for polymer optical fiber curvature sensors. *Optics & Laser Technology*, 100:272–281, 2018.
- [10] Xinwei Li, Su Liu, Ying Chang, Sujiao Li, Yuanjie Fan, and Hongliu Yu. A human joint torque estimation method for elbow exoskeleton control. *International Journal of Humanoid Robotics*, 17(03):1950039, 2020.
- [11] Thilo Pfau, Thomas H Witte, and Alan M Wilson. A method for deriving displacement data during cyclical movement using an inertial sensor. *Journal of Experimental Biology*, 208(13):2503–2514, 2005.
- [12] John R Rebula, Lauro V Ojeda, Peter G Adamczyk, and Arthur D Kuo. Measurement of foot placement and its variability with inertial sensors. *Gait & posture*, 38(4):974–980, 2013.
- [13] Yixuan Sheng, Jinbiao Liu, Ziliang Zhou, Hanwei Chen, and Honghai Liu. Musculoskeletal joint angle estimation based on isokinetic motor coordination. *IEEE Transactions on Medical Robotics and Bionics*, 3(4):1011–1019, 2021.

Low-Cost Polymeric Optical Fiber Sensor for Physiological Measurement

María Gaitán-Padilla¹, Maria J. Pontes¹, Maxwell E. Monteiro², Carlos A. Cifuentes^{3,4},
Camilo A. R. Diaz¹

¹ Telecommunications Laboratory (LabTel), Electrical Engineering Department, Federal University of Espírito Santo, Vitória, Brazil, maria.padilla@edu.ufes.br, maria.pontes, camilo.diaz[@ufes.br]

² Instituto Federal do Espírito Santo (IFES), Campus Serra, Serra, Brazil, maxwell.monteiro@ifes.br

³ Bristol Robotics Laboratory, University of the West of England, Bristol, UK,
carlos.cifuentes@uwe.ac.uk

⁴ The School of Engineering, Science and Technology, Universidad del Rosario, Bogotá D.C.,
Colombia.

Abstract: Physiological monitoring is important in different scenarios for improving the prevention and early detection of heart and respiratory diseases. This study evaluated a low-cost fiber-optic physiological sensor developed for stress measurement. This sensor was developed to avoid invasive sensors that require physical contact with the skin for measurement, thereby generating discomfort. Five healthy subjects participated in a validation test that compared the proposed sensor with a known commercial sensor. The pulse and respiration detection were performed correctly using the developed sensor. Moreover, mean errors of 8.34% and 9.97% were obtained for pulse and respiratory rates, respectively, when compared with the reference values. Therefore, it is necessary to improve the pulse and breathing errors with the proposed low-cost optical fiber sensor for its implementation in future potential studies of respiratory and heart rate detection.

Keywords Heart rate, Optical fiber sensor, Physiological measurement, Respiratory rate.

1. Introduction

Physiological measurements are used to determine the state of health with respect to the vital functions of the human body. Doctors perform this measurement in a clinical setting during auscultation, oximetry, and blood pressure measurement [1]. However, more rigorous control and monitoring are recommended in individuals with cardiac and respiratory diseases to prevent extreme conditions that can considerably affect health, such as cardiopathies, and asthma episodes [2]. This monitoring should be performed at home for all activities of daily living, in real life, and in high-risk scenarios.

In addition, monitoring has recently been promoted for early diagnosis and prevention of diseases [2]. Sensors such as those focused on sports environments have also been developed for measurement and monitoring, where the influence of factors such as movement, sweat, and humidity are considered [3]. These sensors are often attached to other devices, such as the Garmin smartwatch and the Apple Watch, with sensors attached to watches with an additional band in the chest under clothes [4]. However, by including this function and measuring bands, the prices of these devices increase and become a limitation.

Clinical sensors such as sphygmomanometers [5], and commercial sensors such as Shimmer [6] have been developed for physiological measurements. Recently, fiber optic-based sensors have been used for physiological measurement and constant monitoring because of their sensitivity, small size, flexibility, potential use in wearable sensors, continuous monitoring systems, and electromagnetic

immunity [5]. However, fiber Bragg grating optical sensors, which are the most commonly used, require interrogation systems that are costly [7], generating a limitation in this sensing method. On the other hand, polymer optical fiber (POF) sensors based on light intensity detection have been an alternative approach for wearable sensors, which are easy to fabricate, flexible, and require simple and low-cost interrogation systems. The use of these sensors in the detection of physiological variables in wearable sensors has mainly been designed for measuring heart, and respiratory rates [8], among other health applications [9].

In addition, light-based sensors have been developed with the concept of photoplethysmography, and have been evaluated in different body locations in measurement of multiple physiological variables, which is a benefit of computational methods to differentiate biosignals based on their characteristic frequency [10]. Within these studies, detection errors are estimated when compared with clinical or commercial reference sensors, for which the errors vary from 1.5 % to more than 50 % [10].

Moreover, studies on the physiological response to stress states have been conducted [5]. In addition, among the consequences of not controlling stress is the generation of psychological illnesses such as anxiety and depression. Likewise, cardiac and respiratory diseases can be diagnosed and monitored, for which a robust, low-cost, and wearable sensor is needed.

The present study aimed to compare the proposed polymer optical fiber sensor with a commercial wearable sensor in physiological monitoring. The main objective was to validate the physiological measurement of the proposed low-cost wearable physiological sensor for implementation in future potential applications.

2. Methodology

This study aims to validate a sensor developed for wearable physiological measurements using low-cost fiber-optic technology. Initially, a sensor was developed with a polymeric optical fiber that had two sensitive areas that allowed variations in the light power measured with a photodetector for the simultaneous measurement of two physiological signals. Based on this development, a detailed explanation of the sensor's operation, and respiratory and heart rate measurements are provided. Subsequently, an experimental protocol compared two physiological measurement sensors: a commercial sensor used in continuous monitoring in real scenarios, and the proposed optical sensor.

2.1 The developed sensor

Initially, the proposed optical fiber sensor for physiological variables consisted of four main subsystems, as shown in Figure 1a: the POF-based sensor, electronics, the Digital Acquisition System (DAQ), and a computer for processing and obtaining the signal. The first subsystem is the sensing part, detailed in Figure 1b, which consists of a POF, polymeric elastic filament, photodetector, and light source. The two sensitive areas proposed were equally manufactured and spaced 3.5 cm apart for placement on the chest, as shown in Figure 1a. The working principle for the physiological measurement starts when the light from the light emitting diode (LED) enters to the POF, and the sensitive zone is made of a polymeric filament with a silicon cover and coupled to the POF with a 3D printed piece, generating a light loss variation due to the flexibility of the polymeric material. This light loss varies depending on the expansion and contraction provoked by the pulse and breathing movements in the chest, as measured by the photodetector at the end of the POF. The voltage variation was obtained in the photodetector output, which was measured using an electronic circuit to maximize the variation. The electronics were then connected to a DAQ, which converts the analog voltage variation into a digital signal that can be read in the computer with the MATLAB program as the processing tool

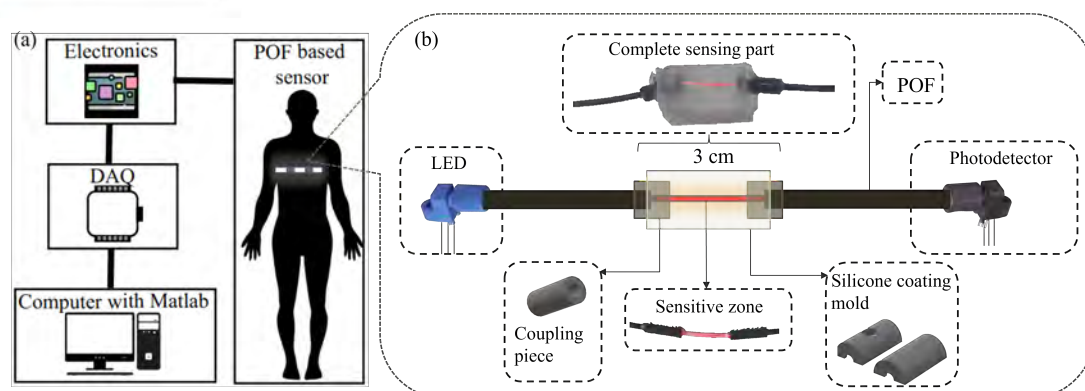


Figure 1. Working principle schematic of the proposed low-cost optical fiber sensor for breathing and pulse rate monitoring. (a) The four subsystems: are the POF sensor, the electronic circuit, the DAQ, and the preprocessing tool with Matlab installed. (b) The working principle diagram of the POF sensor subsystem explains the components included in the sensing part.

for obtaining and analyzing the signals. The complete system is illustrated in Figure 1. The sensor was added to a Velcro to make it adaptable to any participant. The sensor was tested to identify the voltage variations generated by the signal targets to be measured. Therefore, the two sensing parts had the best performance in the variation and measurement of physiological signals.

2.2 Pulse and respiratory signal

MATLAB was used to process the signals in the fourth subsystem. The pulse signal was first filtered using a Butterworth third-order bandpass filter (1-3.5 Hz) [8], and the respiratory signal was first filtered using a Butterworth third-order bandpass filter (0.1-0.8 Hz) [8]. The `filtfilt` command avoids the offset provoked by the filter in both signals. In addition, to obtain the heart and respiratory rates, the `Findpeaks` function of MATLAB was used, using a minimum peak distance of 60 to avoid consecutive incorrect peaks from noise still present in the filtered signal and filter influence.

2.3 Validation protocol

To validate the proposed sensor, a protocol was developed to compare the heart rate with that of a commercial sensor used in real-world scenarios of physiological monitoring. The protocol was approved by the Lions Club School's ethics committee as the sensor validation first step, all participants were informed of the nature of the study and signed the consent form.

A commercial Garmin Forerunner 920XT sensor was used, and a cell phone was needed to extract the information recorded with the watch and wearable band. Breathing was manually counted from the videos for the respiratory rate reference value. The proposed sensor was adapted to a flexible Velcro to be placed and fitted to each participant's chest at axillary height and tightened to the participant's liking and comfort. The sensor was validated with a one-minute test in five subjects (one woman and four men) to obtain and compare the signals to the commercially available sensor. Initially, the sensors were located, the commercial sensor was located under the clothing and the proposed sensor over the clothing. Then, a brief test was performed with both sensors to ensure operation during the one-minute test. Finally, the test was recorded to obtain the respiratory reference rate. Some questions regarding comfort and intention of use were asked as brief feedback for future improvements, with an adapted questionnaire based on the Unified Theory of Acceptance and Use of Technology (UTAUT) using a Likert scale from 1 to 5. Errors in the measured heart and respiratory

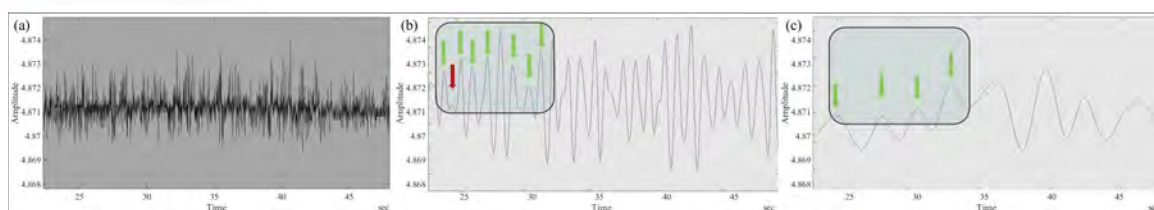


Figure 2. Preprocessing to simultaneously obtain the respiratory and pulse signals for extracting the peaks used for the heart and respiratory rates. (a) The raw signal is obtained from the sensor. (b) Filtered signal to obtain the pulse signal with some correct green and incorrect red peaks. (c) Filtered signal to obtain the respiratory signal with some correct peaks marked in green.

rates were obtained with respect to the commercial reference sensor. Using this value and graphical analysis, the signals obtained with the sensor were evaluated.

3. Results and discussion

A sensor to measure the pulse and respiratory signals was developed to monitor simultaneously and accurately with low-cost polymeric optical fiber. These types of sensors have been previously developed and evaluated in dynamic scenarios [8], and with FBG optical sensors compared to reference sensors [11]. Using the proposed methodology to validate the low-cost wearable optical fiber sensor, five one-minute signals were analyzed from the subjects. An example of the raw, pulse, and respiratory signals obtained from the wearable system is shown in Figure 2, where some correctly detected peaks are marked with green arrows, and incorrectly detected peaks are marked in red. The respiratory signal in the example had only correctly detected peaks.

Both sensors' measurements were taken synchronously for one minute. The results for the five subjects are presented in Table 1. It is important to mention that the comparison proposed is with wearable commercial sensors, so the commercial sensor had an error percentage relative to the real value. For the respiratory reference, the video used for the reference estimation also had an error in the real respiratory rate.

Subject	Pulse (bpm)			Breath (breath pm)		
	Sensor	Reference	Error %	Sensor	Reference	Error %
1	62	73	15.07	16	15	6.67
2	57	63	9.52	18	17	5.88
3	60	57	5.26	16	14	14.29
4	66	62	6.45	18	16	12.50
5	70	74	5.40	21	19	10.53

Table 1. Validation of the low-cost fiber optic sensor against the reference value and the heart and breathing rate detection error.

Considering the graphical behavior of the pulse signal after the filtering process shown in Figure 2b, errors can be seen in the automatic peak detection, where the peaks of the pulse signal correspond to the R peak of the heart cycle and the incorrect peaks detected are due to noise and the filter influence. The pulse and breathing detection with the proposed fiber optic sensor had a mean error in the pulse of 8.34 % and in the breathing of 9.97 %. This is acceptable considering other physiological detection studies with fiber optic sensors that report errors of 5.5 bpm compared with different commercial physiological detection devices [11]. In addition, there have been comparisons with clinical

devices for pulse rate estimation obtained from a clearer ECG signal [5], which is a comparison with the real pulse rate value. However, there was a clear difference in the inter-subject detection, comparing the results of the pulse error between Subjects 1 and 3, with a difference of 9.41%. In terms of respiratory error, comparing Subject 3 with Subject 2, there is a difference of 8.41%. Studies have evaluated the inter-subject pulse detection error in specific applications, such as stress classification, which is important for the analysis of the physiological response of a specific subject [12].

Considering the error of the commercial sensor used for this measurement, where in some cases, the placement of the commercial sensor generated difficulties by not generating measurements in some participants, a clinic sensor would be a better option for future studies as a reference. Likewise, it is necessary to improve the sensor's sensitivity to generate a clearer pulse and breathing wave and the processing methods for peak detection. This will facilitate obtaining features such as heart rate variability (HRV) extracted from the pulse signal for future biosignals-related disease detection and monitoring.

Finally, brief feedback was obtained after the study from each participant with a short questionnaire based on UTAUT. The main comments highlighted the comfort of the proposed sensor, the difference between both sensors and the intention to use it in real-life situations adapted in t-shirts. This has been achieved previously with other experimental sensors added to fabric fibers [13]. Moreover, the questionnaire results are not presented because the number of participants was not significant to determine if the sensor was comfortable or if it is an intention of use, but it gave brief feedback for the design.

4. Conclusions

The developed sensor is low-cost, wearable, and based on optical fiber technology, where the main source for working is light. The sensor can be adjusted for any participant and is comfortable based on the feedback of all subjects. In the validation of the sensor, an average error of 8.34% was obtained in the pulse measurement, and an average error of 9.97% was obtained in the respiratory measurement, indicating the need to improve the proposed sensor to increase its sensitivity and minimize this error in the validation. However, this is a considerable error for heart rate and respiratory rate detection compared to other commercial wearable sensors that are costly and uncomfortable when used with skin contact.

For future work, the sensor needs to be improved for implementation in stress and anxiety classification studies, or for identifying respiratory or cardiac diseases. The signal processing can be better by decreasing the incorrect peak detection that affects the heart rate estimation, this process will be made with AI methods found in the literature.

5. Acknowledgments

This work is partially supported by FAPES (209/2018 - Edital Especial CPID). Camilo Diaz acknowledges the financial support of FAPES (459/2021), CNPq (310668/2021-2), and MCTI/FNDCT/FINEP (2784/20).

References

- [1] Jiajia Song, Xianping Huang, Shenzhi Zhao, Jiajia Chen, Ruiheng Chen, Guowei Wu, and Zhangye Xu. Diagnostic value of pulse oximetry combined with cardiac auscultation in screening congenital heart disease in neonates. *Journal of International Medical Research*, 49(5):03000605211016137, 2021.

- [2] Brendan McCluskey, Michael Addis, Bartholomew J Tortella, and Robert F Lavery. Out-of-hospital use of a pulse oximeter to determine systolic blood pressures. *Prehospital and Disaster Medicine*, 11(2):105–107, 1996.
- [3] Dhruv R Seshadri, Ryan T Li, James E Voos, James R Rowbottom, Celeste M Alfes, Christian A Zorman, and Colin K Drummond. Wearable sensors for monitoring the physiological and biochemical profile of the athlete. *NPJ digital medicine*, 2(1):72, 2019.
- [4] David Hernando, Surya Roca, Jorge Sancho, Álvaro Alesanco, and Raquel Bailón. Validation of the apple watch for heart rate variability measurements during relax and mental stress in healthy subjects. *Sensors*, 18(8):2619, 2018.
- [5] Shouhei Koyama, Hiroaki Ishizawa, Satoshi Hosoya, Takashi Kawamura, and Shun Chino. Stress loading detection method using the fbg sensor for smart textile. *Journal of Fiber Science and Technology*, 73(11):276–283, 2017.
- [6] Jenny Nguyen, Robyn E Cardy, Evdokia Anagnostou, Jessica Brian, and Azadeh Kushki. Examining the effect of a wearable, anxiety detection technology on improving the awareness of anxiety signs in autism spectrum disorder: a pilot randomized controlled trial. *Molecular autism*, 12(1):1–8, 2021.
- [7] Christian Broadway, Rui Min, Arnaldo Gomes Leal-Junior, Carlos Marques, and Christophe Caucheteur. Toward commercial polymer fiber bragg grating sensors: Review and applications. *Journal of Lightwave Technology*, 37(11):2605–2615, 2019.
- [8] Arnaldo G Leal-Junior, Camilo R Díaz, Cátia Leitão, Maria José Pontes, Carlos Marques, and Anselmo Frizera. Polymer optical fiber-based sensor for simultaneous measurement of breath and heart rate under dynamic movements. *Optics & Laser Technology*, 109:429–436, 2019.
- [9] Arnaldo G Leal-Junior, Camilo AR Diaz, Letícia M Avellar, Maria José Pontes, Carlos Marques, and Anselmo Frizera. Polymer optical fiber sensors in healthcare applications: A comprehensive review. *Sensors*, 19(14):3156, 2019.
- [10] Sally K Longmore, Gough Y Lui, Ganesh Naik, Paul P Breen, Bin Jalaludin, and Gaetano D Gargiulo. A comparison of reflective photoplethysmography for detection of heart rate, blood oxygen saturation, and respiration rate at various anatomical locations. *Sensors*, 19(8):1874, 2019.
- [11] Cátia Tavares, Cátia Leitão, Daniela Lo Presti, MF Domingues, Nélia Alberto, Hugo Silva, and Paulo Antunes. Respiratory and heart rate monitoring using an fbg 3d-printed wearable system. *Biomedical Optics Express*, 13(4):2299–2311, 2022.
- [12] Roger Selzler, Adrian DC Chan, and James R Green. Impact of subject-specific training data in anxiety level classification from physiologic data. In *2021 IEEE International Symposium on Medical Measurements and Applications (MeMeA)*, pages 1–6. IEEE, 2021.
- [13] Lie Wang, Liyuan Wang, Ye Zhang, Jian Pan, Shangyu Li, Xuemei Sun, Bo Zhang, and Huisheng Peng. Weaving sensing fibers into electrochemical fabric for real-time health monitoring. *Advanced Functional Materials*, 28(42):1804456, 2018.

CONSTRUÇÃO DE MECANISMOS MECÂNICOS PARA O CENTRO ESPECIALIZADO EM REABILITAÇÃO DE ILHA SOLTEIRA

Carolina Berton Sanches¹, Vinícius de Araújo Salmazo², Marcio Antonio Bazani³

^{1,2,3} Universidade Estadual Paulista “Julio de Mesquita Filho” (UNESP) – Faculdade de Engenharia de Ilha Solteira (FEIS), Brasil

¹carolina.b.sanches@unesp.br, ²vinicius.salmazo@unesp.br, ³marcio.bazani@unesp.br

Resumo: Nos últimos anos, as novas tecnologias proporcionaram diversos avanços na área da saúde, e a utilização de computadores e jogos para o treinamento educação e reabilitação de pessoas com deficiência ganharam grande destaque. Sendo assim, o principal objetivo deste projeto de extensão é desenvolver equipamentos protótipos para reabilitação, física e cognitiva, direcionados aos pacientes do Centro Especializado em Reabilitação (CER) da cidade de Ilha Solteira. O equipamento desenvolvido promove atividades de treino de memória e repetições, juntamente com estímulos visuais, sonoros e táteis, destinado ao desenvolvimento de coordenação motora fina além de englobar aprendizagens de atenção e habilidades articulares. A partir dos resultados obtidos pelos testes de verificação de construção e funcionalidade pode-se dizer que o aparelho atendeu os requisitos impostos e, após ser doado para o centro de reabilitação começou a ser utilizado com os pacientes que possuem autismo e déficit de atenção.

Palavras-chave: Reabilitação Cognitiva; Jogos; Terapia Ocupacional; Engenharia Mecânica.

Abstract: In recent years, new technologies have provided several advances in the health area, and the use of computers and games for training, education and rehabilitation of people with disabilities has gained great prominence. Therefore, the main objective of this extension project is to develop prototype equipment for physical and cognitive rehabilitation, aimed at patients at the Specialized Rehabilitation Center (CER) in the city of Ilha Solteira. The equipment developed promotes memory and repetition training activities, along with visual, sound and tactile stimuli, aimed at developing fine motor coordination in addition to encompassing attention learning and joint skills. From the results obtained by the construction and functionality verification tests, it can be said that the device met the imposed

requirements and, after being donated to the rehabilitation center, it began to be used with patients who have autism and attention deficit.

Keywords: *Cognitive Rehabilitation; Games; Occupational Therapy; Mechanical Engineering.*

1. Introdução

Segundo Parenté (1996), a cognição é uma complexa coleção de habilidades e funções mentais que são divididas em atenção, percepção, compreensão, aprendizagem, memória, resolução de problemas, raciocínio, entre outras, as quais proporcionam ao homem a compreensão e relação com seu mundo. Após algum dano cerebral, algumas destas funções podem ser perdidas ou prejudicadas, comprometendo todo o processo cognitivo. Sendo assim, a Reabilitação Cognitiva é um processo que objetiva recuperar e estimular essas habilidades funcionais e cognitivas. [1, 2, 3]

Nos últimos anos, as novas tecnologias integradas aos procedimentos médicos, proporcionaram diversos avanços na área da saúde, em que se destacam a utilização de computadores e jogos para o treinamento, educação e reabilitação de pessoas com diversos tipos de deficiência. [2, 3]

A partir das questões apresentadas, o principal objetivo deste projeto de extensão é desenvolver equipamentos protótipos para reabilitação, física e cognitiva, direcionados aos pacientes do Centro Especializado em Reabilitação (CER) da cidade de Ilha Solteira. O projeto também se dedica à realização de mecanismos de baixo custo, com modificações, melhorias e adaptações em relação a equipamentos já existentes no mercado, os quais geralmente não são acessíveis à maior parte da população, devido aos elevados custos e pouca versatilidade.

2. Desenvolvimento

O aparelho denominado “Jogo Cognitivo”, é destinado ao desenvolvimento de coordenação motora fina de pacientes que sofreram alguma lesão neurológica, que possuem doenças neurológicas progressivas, ou mesmo para aqueles que sofreram algum tipo de lesão ortopédica; o aparelho também engloba pacientes com autismo e déficit de atenção por proporcionar aprendizagens de memorização, atenção e habilidades articulares.

O equipamento promove atividades de treino de memória e repetições, juntamente com estímulos visuais, sonoros e táteis, para uma melhor resposta dos pacientes aos exercícios. Os treinos presentes no aparelho são baseados em jogos lúdicos já existentes no mercado, porém elaborados especificamente para as necessidades dos pacientes do CER.

2.1. Método

Inicialmente, determinou-se, juntamente com o fisioterapeuta responsável no CER, as funcionalidades necessárias para esse tipo de equipamento. Sendo assim, definiram-se duas linhas de exercícios, uma delas utilizando a quantidade de dedos como principal recurso de jogo, e outra linha utilizando cores. Definiu-se também que cada uma das atividades deveria possuir três dificuldades distintas, para assim atender uma maior quantidade de pacientes com diferentes graus de dificuldade, além de ser uma boa maneira de ajudar e medir o progresso gradual de cada um deles. Outra decisão tomada foi a utilização de sons durante a utilização do aparelho, para aumentar a quantidade de sentidos que poderiam ser explorados através das atividades, sendo que a cada tecla pressionada ou exercício concluído, são emitidos sons característicos para cada situação. Para uma melhor visualização e entendimento de como o próprio equipamento e seus exercícios funcionam, a seguir, Figura 1 apresenta um fluxograma desenvolvido.

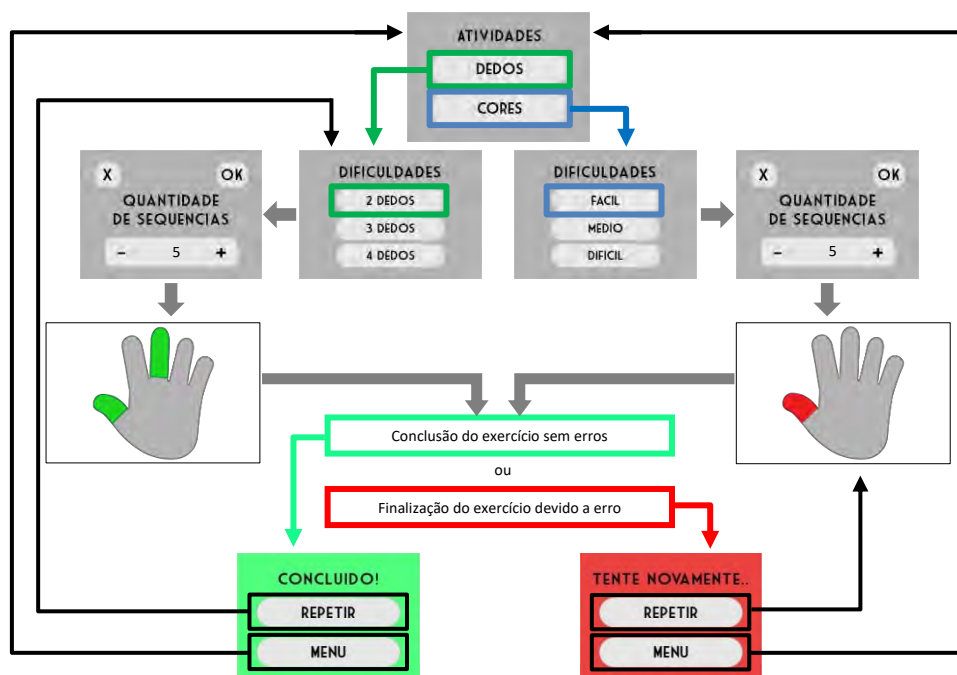


Figura 1. Fluxograma simplificado sobre o funcionamento do aparelho.

Fonte: Próprios autores.

Após as definições de funcionalidades mencionadas, partiu-se para a realização de desenhos para a definição da geometria do aparelho. Utilizou-se o software SolidWorks para essa modelagem, e definiu-se que a base para os botões seria em formato de mão, para uma maior interação e conforto para o usuário. Além disso, seriam necessárias duas mãos para realização dos exercícios, com um botão para cada dedo. Depois, realizou-se também a definição dos componentes eletrônicos utilizados, e, posteriormente, seus respectivos posicionamentos dentro do módulo também modelado utilizando o mesmo software. Sendo assim, a Figuras 2, apresenta as geometrias desenvolvidas para o projeto.



Figura 2. Mão acionadora dos botões (a, b, c); central eletrônica (d, e, f).

Fonte: Próprios autores.

Após a realização dos desenhos, determinou-se que a fabricação do equipamento seria feita em impressão 3D com filamento PETG para sua estrutura, e os botões seriam feitos em impressão por resina. Sendo sua parte eletrônica composta pelos seguintes componentes: 1 Microcontrolador (ESP32), 1 Display Touchscreen 2,4” LCD, 2 Baterias 18650 2200mAh, 1 Módulo de Carga (TP4056), 1 Regulador de Tensão (StepUp - SX1308), 1 Chave Gangorra 2 Terminais, 1 Buzzer Passivo 5V, 3 LEDs azuis, 10 *Switches* mecânicos marrons, 3 Conectores RJ45.

Simultaneamente ao desenvolvimento da modelagem dos componentes, realizou-se a estruturação do código em linguagem C++, baseado no fluxograma que havia sido

desenvolvido, considerando as funcionalidades necessárias para cada um dos modos de exercício.

2.2. Resultados

A partir de todas as definições realizadas, iniciou-se então a confecção do aparelho e a realização de alguns testes. A seguir, as Figuras 3 e 4, mostram algumas imagens das peças manufaturadas.



Figura 3. *Switches* soldados, com botões desencaixados (a, c) e encaixados (b, d).

Fonte: Próprios autores.



Figura 4. Aparelho finalizado, em funcionamento.

Fonte: Próprios autores.

2.3. Discussão

A partir dos resultados obtidos após a confecção do projeto, pode-se dizer que o aparelho atendeu os requisitos impostos. Foram realizados testes para verificação de sua construção e funcionalidade, obtendo bons resultados iniciais. O equipamento, após ser doado para o centro de reabilitação em dezembro de 2022, já começou a ser utilizado com os

pacientes que possuem autismo e déficit de atenção para treino de memorização, atenção e habilidades articulares. No entanto é necessário um maior tempo de uso e uma maior quantidade de usuários, para que seja possível a verificação dos resultados obtidos com os exercícios, além da realização de uma coleta de dados para uma análise quantitativa sobre os casos.

3. Conclusões

A partir do projeto realizado, pode-se observar um equipamento com diversas aplicações, assim como mencionado nas seções anteriores, o qual pode ser utilizado por pacientes de diferentes idades, dificuldades motoras ou mesmo outras disfunções. Posteriormente, será possível também identificar mais pontos de melhoria para que sejam realizadas atualizações no aparelho, a fim de uma melhor experiência aos pacientes e, garantir maior eficiência e resultados em relação as atividades desenvolvidas.

4. Referências

- [1] R. Parenté; D. Herrmann. Retraining Cognition: Techniques and Applications, Aspen Publishers, Inc.; Maryland, 1996.
- [2] C. S. Muragaki, K. H. Okamoto, L. Furlan, R. C. Toldrá. A Utilização de Jogos Pela Terapia Ocupacional: Contribuição Para a Reabilitação Cognitiva. X Encontro Latino Americano de Iniciação Científica e VI Encontro Latino Americano de Pós-Graduação – Universidade do Vale do Paraíba, 2012.
- [3] R. M. E. M. da Costa, L. A. V. de Carvalho, D. F. de Aragon. Novas Tecnologias Computacionais na Reabilitação Cognitiva. 3er. Simposio Argentino de Informática y Salud - SADIO 2012.

“DEVELOPMENT OF A LOW-COST COMPUTER VISION DEVICE FOR ALIGNMENT OF LOWER LIMB PROSTHESES”

Arthur Bragadini Faustinelli¹, Pablo Mauricio Portilla Hernandez¹, Caique Peres¹,
Ricardo Taoni Xavier², Marcelo Augusto Assunção Sanches¹, Aparecido Augusto de
Carvalho¹

São Paulo State University¹, Federal Institute of São Paulo², Brazil, arthur.fau@gmail.com

Abstract: Individuals with amputated limbs often face challenges in adapting to new prostheses, especially when improper alignment occurs. Existing works on lower limb prosthesis alignment are scarce, with high costs and complexities. This study developed a computer vision and Python-based system that captures patient images, processes data, and displays final images showing distances between anatomical points for alignment. Validation tests on virtual and camera-captured images demonstrated precise and reliable results, with an average error of 1.2%. The system's practicality and low number of operations make it a valuable tool for quantitative prosthetic alignment and possible integration with other systems.

Key words: lower limb prostheses. prosthetic alignment. computer vision. low-cost device.

1. Introduction

Investments in health and quality of life, alongside healthcare advancements, have driven studies to improve quality of life by reversing clinical conditions and enhancing functions. Individuals using prosthetics to regain lost motor functions should be considered based on their unique characteristics that influence recovery and adaptation, aiming to align prosthetic functions with original biological functions. [1].

Prosthetic alignment is crucial for good coexistence between the patient and prosthesis. Relevant factors include symmetry of force, improvement in load, and reduction in energy expenditure [2].

For lower limb prosthetic alignment, three stages are involved: prosthesis assembly, static alignment, and dynamic alignment. The prosthetist first follows the manufacturer's instructions in the assembly stage, then in static alignment, the patient makes adjustments while standing still. Finally, dynamic alignment is evaluated by the prosthetist and patient

during a gait test [2,3]

Several studies have explored various methods of data acquisition and alignment protocols for the static alignment of a prosthesis. [3] suggested using the LASAR Posture device to measure distances between anatomical points, while [4] proposed aligning transtibial amputees' prosthesis by analyzing the angular relationship of the prosthetic foot to the prosthesis through images.

[5] visually analyzed anatomical points on the patient to assess symmetry of the vertical line of the limbs and determine static alignment. Although this method required technician training, it was not highly precise. [6] proposed using radiographs to measure the vertical angular deviation of the prosthetic limb axis, but it was time-consuming to verify responses to alignment changes.

[7] added to [3] methodology by suggesting the measurement of distances between anatomical points and the patient's load line for alignment. However, the commercial tool recommended is costly. [2] used scales to distribute load and laser lines to mark anatomical points for alignment. The distances determined by the protocol are visually verified by the technician.

The need for a reliable, easy-to-use, and cost-effective system for lower limb prosthesis alignment is evident from previous studies. To achieve this goal, the creation of a computer vision system that captures and corrects patient images, receives external information, and displays the final image with the distances between the points is essential. This study aims to design and develop such a device to assist in the process of aligning lower limb prostheses.

2. Development

[5] proposed a methodology using visual perception and materials to help determine the height of relevant anatomical landmarks for lower limb prosthesis alignment, with a focus on reducing costs and visits. The methodology, called anatomically based alignment (ABA), has two approaches that rely on symmetry analysis.

A third method, the vertical alignment axis (VAA), includes patient feedback on mass distribution. Other prosthetic alignment systems utilize images to involve the prosthetist's perception and experience, generating interpretable data. Therefore, the objective of this work is to explore computer vision, as it aims to mimic human vision functions through

software and hardware implementation.

[8] defined computer vision as the automation and integration of processes and representations used for visual perception. Its goal is to imitate the human process of vision, including image capture, understanding, and decision-making. Today, computer vision has become widespread, thanks to advances in software, hardware, and programming languages. Its applications are numerous, from everyday use to medical applications.

2.3 Method

This work aims to develop a device for aligning lower limb prostheses using the static alignment methodology. The methodology recommends specific adjustments in the sagittal and frontal planes to achieve optimal alignment. The objectives include creating a computer vision system to capture and process images, obtaining distances between anatomical points of interest, and presenting a final aligned image.

To ensure accuracy and consistency, a standardized image-capturing procedure was devised. Cameras were fixed on adjustable supports, with the lens height matching the center of the capture plane. A recommended distance of 1.5 times the largest dimension of the capture plane (height or width) was suggested to avoid errors due to proximity and ensure complete capture of points of interest. These measures act as a plumb line, guaranteeing image alignment and providing a reference value in millimeters, essential for the algorithm's calculations. For efficient analysis, two cameras and alignment reference objects were employed—one focused on the frontal plane and the other on the sagittal plane, allowing simultaneous examination of both planes (Figure 1).

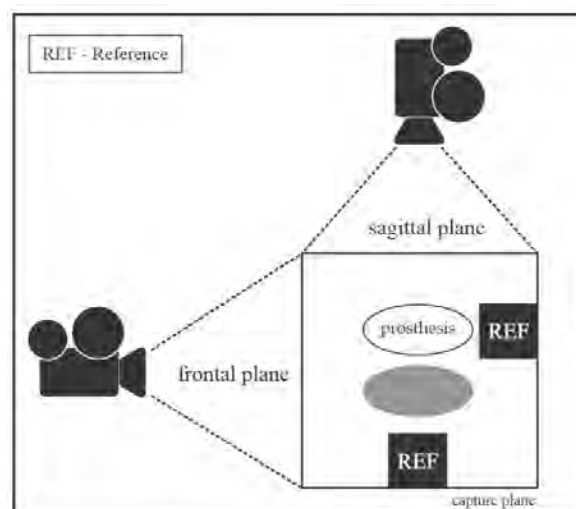


Figure 1. Definition of camera-to-plane distance.

This innovative device, with its standardized capture procedure and computer vision-based algorithm programmed in Python, holds the potential to significantly improve prosthetic alignment processes, ultimately enhancing lower limb prostheses' functionality and comfort for users. The algorithm analyzes captured images, measuring distances between points of interest. To correct image tilt, the algorithm calculates the rotation angle based on reference points coordinates, providing precise adjustments.

During the image capture process, the subject stands alongside the support with anatomical landmarks marked, ensuring alignment in the same plane for both frontal and sagittal views. The algorithm prompts the user to click on leveling points on the support to obtain information for image rotation and alignment. The leveled image is displayed, allowing the user to select calculation points, and the system overlays lines on anatomical points and the reference line, displaying the final image with measured horizontal distances between them.

The same steps are applied to capture frontal plane images, resulting in both images being displayed and saved for future reference. This comprehensive approach streamlines the prosthetic alignment process, providing accurate measurements and facilitating better-fitted prostheses for improved user comfort and functionality.

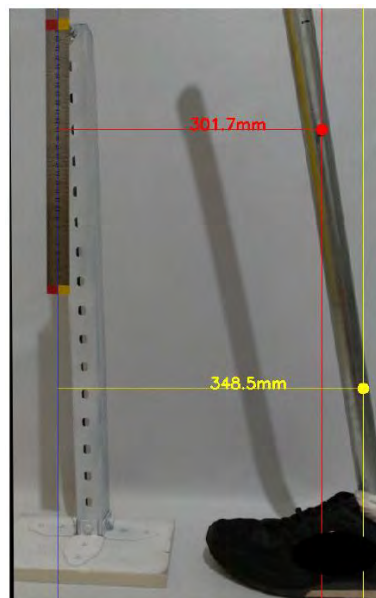


Figure 2. Image selection leveling points and objects of interest.

The algorithm's precision was assessed using image editing software to create a proportional image with known measurements. OpenCV functions enabled mathematical calculations to visualize distances between objects, converting pixel measurements to

millimeters with high precision. The algorithm displayed minimal deviation (0.1 mm) for a 200 mm distance, representing just a 0.05% difference.

For testing on real images, an A3-sized millimeter paper frame was fixed on a flat surface to mark known distances. A vertical line with a 260 mm reference value was defined for pixel-to-millimeter conversion and image rotation to ensure measurement horizontality. Five objects at known distances (10 mm, 80 mm, 150 mm, 230 mm, and 300 mm) were chosen and marked for algorithm verification.

Overall, the algorithm demonstrated reliability and accuracy for distance calculation in both digital and real images, providing promising results and achieving its initial development purpose.

2.4 Results

The algorithm prompts the user to capture the image using a keyboard command and indicate by clicking with the mouse the 2 reference points and the 5 objects of interest. Five images were generated from the captures, and in each of them, 5-point identification procedures were performed. The measurement results obtained are shown in Table 1 and summarized in Table 1.

Reference Values (mm)	Mean obtained					mean (mm)	mean error (mm)	Error %
	IMG 1	IMG 2	IMG 3	IMG 4	IMG 5			
10	9,38	9,34	9,78	9,16	9,58	9,4	0,55	5,52
80	78,12	77,32	79,16	77,32	79,08	78,2	1,80	2,25
150	150,2	150	150,8	151,9	151,4	150,86	-0,86	-0,57
230	231,8	232,2	231,6	236,1	232,6	232,86	-2,86	-1,24
300	298,7	298,1	299,3	301,8	299,1	299,38	0,61	0,20

Table 1. Measurements were collected in real images.

2.5 Discussion

The algorithm presents excellent results with a final average error of 1.23%, demonstrating reliability in calculations and very low millimetric variations, being lower than those presented in the literature between 0.2 cm and 1 cm (Noriega, 2012).

The developed system for image capture and measurement generation is characterized by its speed and simplicity of use. After positioning the capture plane and the camera, the process can be completed with just a few clicks. Additionally, the system's open-

source programming language allows for easy integration with other systems, providing versatility and adaptability.

3. Conclusion

This study developed a low-cost, user-friendly computer vision system for transtibial prosthesis alignment, showing precision and reliability. The scarcity of existing alignment methods highlights the growing potential of computer vision in medical applications. Future developments include automating point detection and integrating with other devices for more comprehensive information. The system's success paves the way for advancements in prosthetic alignment and medical technology.

4. References

- [1] SLAVIERO, A. Prevalência de abandono de próteses em indivíduos com amputação de membros inferiores. *In: ENCONTRO INTERNACIONAL DE PRODUÇÃO CIENTÍFICA CESUMAR. VI. 2009, Maringá. Anais [...] Maringá. CESUMAR, 2009.*
- [2] TAFTI, N.; KARIMLOU, M.; MARIANI, M. A.; JAFARPISHEH, A. S.; AMINIAN, G. R.; SAFARI, R. Development and preliminary evaluation of a new anatomically based prosthetic alignment method for below-knee prosthesis. *Assistive technology : the official journal of RESNA, [s. n.], v. 32, n. 1, p. 38–46, 2020.*
- [3] BLUMENTRITT S. A new biomechanical method for determination of static prosthetic alignment. Duderstadt: [s. n.], 1997.
- [4] HANSEN, A. H.; MEIER, M. R.; SAM, M.; CHILDRESS, D. S.; EDWARDS, M. L. Alignment of trans-tibial prostheses based on roll-over shape principles. *Prosthetics and orthotics international, [s. l.], v. 27, n. 2, p. 89–99., 2003.*
- [5] REISINGER KD, CASANOVA H, WU Y, MOORER C. Comparison of á priori alignment techniques for transtibial prostheses in the developing world: pilot study. *Disabil Rehabil, [s. l.], v. 29, n. 11-12, p. 863-872, 2007.*
- [6] MOONEY, R.; CARRY, P.; WYLIE, E.; SCHULTZ, A.; MCNAIR, B.; PAGE, C.; BIFFL, S.; HEARE, T. Radiographic parameters improve lower extremity prosthetic alignment. *Journal of children's orthopaedics, [s. l.], v. 7, n. 6, p. 543–550, 2013.*
- [7] BELLMANN, M.; BLUMENTRITT, S.; PUSCH, M.; SCHMALZ ,T. The 3D L.A.S.A.R. *Magazine Orthopädie Technik, [s. l.], v. 12, n. 17, p. 18-24. 2017.*
- [8] BALLARD D.H., BROWN C.M. *Computer Vision. New Jersey: Ed. Prentice Hall, 1982.*

USO COMBINADO DO LOKOMAT E IMAGÉTICA MOTORA COM NEUROFEEDBACK PARA MODULAÇÃO DO RITMO SENSORIO-MOTOR APÓS A LESÃO MEDULAR ESPINAL: UM RELATO DE CASO

Ericka Raiane da Silva Serafini¹, Denis Delisle Rodriguez¹, Fabiola Rodrigues de França Campos², André Felipe Oliveira de Azevedo Dantas¹, Aleandra dos Santos Castro³, Arthur Monjardim Barboza Moura³, Marana Ali Silveira³, Juliana Carla da Silva³, Caroline Cunha do Espírito Santo¹

¹ Programa de pós-graduação em Neuroengenharia - Instituto Internacional de Neurociências Edmond e Lily Safra (Instituto Santos Dumont), Av. Alberto Santos Dumont, 1560 – Zona Rural. 59280-000 Macaíba/RN, Brazil. E-mail: ericka.serafini@edu.isd.org.br, denis.rodriguez@isd.org.br, andre.dantas@isd.org.br, caroline.santo@isd.org.br.

² Programa de Residência Multiprofissional no Cuidado à Saúde da Pessoa com Deficiência (RESPCD) Centro de Educação e Pesquisa em Saúde Anita Garibaldi (ANITA), Rod. RN- 160, 2010 Distrito de, 59280-000, Macaíba/RN, Brazil. E-mail: fabiola.campos@isd.org.br

³ Universidade Federal do Rio Grande do Norte (UFRN) Graduação em Fisioterapia, Lagoa Nova, 59078-970, Natal /RN, Brazil E-mail: aleandracastro@hotmail.com, arthurmbmoura@gmail.com, marana.ali@gmail.com, julianacarla1502@gmail.com

Resumo: Este estudo propõe uma intervenção combinando Lokomat, Imagética Motora (IM) e Neurofeedback (NF) para indivíduos com Lesão Medular Espinal (LME) com o objetivo de modular os ritmos mu e beta na área Cz. Os ritmos mu e beta são gerados no movimento real e na prática de IM, e podem ser aprimorados com NF, promovendo a modulação cortical. Os resultados indicam que a combinação de Lokomat, IM e NF foi promissora, proporcionando modulação cortical e melhorias na sensibilidade ao toque leve e à discriminação dolorosa além de melhoras em bexiga e intestino neurogênicos de um sujeito com LME completa.

Palavras chave: Imagética Motora, Lokomat, Neurofeedback, Reabilitação da Marcha.

Abstract: This study proposes an intervention combining Lokomat, Motor Imagery (MI), and Neurofeedback (NF) for individuals with Spinal Cord Injury (SCI) aiming to modulate mu and beta rhythms in the Cz area. Mu and beta rhythms are generated during actual movement and MI practice, and they can be enhanced with NF, promoting cortical modulation. The results indicate that the combination of Lokomat, MI, and NF showed promise, providing cortical modulation and improvements in sensitivity to light touch and painful discrimination, as well as improvements in neurogenic bladder and bowel issues for a subject with complete SCI.

Keywords Motor Imagery, Lokomat, Neurofeedback, Gait Rehabilitation.

1. Introdução

A Lesão Medular Espinal (LME) é uma condição clínica com repercussões abaixo do nível de lesão e em áreas corticais, gerando redução na atividade do córtex sensorio-motor [1, 2]. A recuperação da independência para a locomoção e o aperfeiçoamento das respostas autonômicas relacionadas à bexiga e intestino neurogênico encontram-se no topo das exigências de indivíduos com LME completa [3]. Neste contexto, aprimorar e combinar abordagens terapêuticas para induzir mudanças plásticas na atividade cortical em direção à aprendizagem motora, torna-se relevante. Para modificar essa atividade cortical promovendo a modulação de ritmos mu (8–12 Hz) e beta (13–30 Hz), é possível fazer uso tanto do Lokomat quanto da Imagética Motora (IM) que pode ser aprimorada pelo *Neurofeedback* (NF), cuja premissa parte da habilidade do sujeito em modular voluntariamente sua atividade cerebral [4].

Embora, cada abordagem apresente capacidade de elevar a excitabilidade do córtex sensorio- motor após LME, o impacto da prática simultânea ainda não foram investigadas. Assim, este estudo objetiva investigar se a combinação de três abordagens (Lokomat, IM e NF) pode repercutir em modulação dos ritmos sensorio-motores mu e beta na região Cz (área do pé), em um indivíduo com LME completa. Além disso, pretende-se conhecer o papel do NF voluntariamente controlado versus não controlado, sobre as oscilações corticais.

2. Estudo de Caso

O estudo foi realizado com um indivíduo E.F.R., 33 anos, masculino, diagnóstico clínico de LME completa e ASIA (*American Spinal Injury Association Impairment scale*) B. Na pré-avaliação sensorial, atingiu 80 e 79/112 para o hemisfério direito e esquerdo, respectivamente. No escore motor atingiu 25/50 em cada hemisfério. Na avaliação clínica não apresentou espasticidade, mas relatou micção involuntária (cateterismo a cada 4 horas) e referiu constipação. No questionário *Kinesthetic and Visual Imagery Questionnaire-10* atingiu o valor teto de 25 pontos, indicando boa capacidade para imaginar movimentos corporais cinestésicos. O projeto foi aprovado sob parecer CAAE: 53127921.2.0000.0129 e conduzido de acordo com a Declaração de Helsinque de 1964.

2.1 Materiais

Foi utilizado o V-Amp (*Brain Products*) para aquisição de 16 canais de EEG (em uma faixa de frequência de DC a 320 Hz, e amostragem de 512 Hz. Uma taca de 64 localizações foi utilizada para adquirir dados com eletrodos ativos secos (*actiCAP Xpress de Brain Products*)) nas localizações FP1, FP2, F3, F4, FC1, FC2, C4, C3, Cz, CP2, CP1, P4, Pz, P3, O2 e O1, de acordo com sistema internacional 10-20. O sensor inercial (JAMA)[5] foi utilizado para capturar informações da marcha no plano sagital com uma amostragem de 20 Hz. O dispositivo robótico Lokomat foi empregado com finalidade de conduzir o indivíduo à referência da marcha, enquanto a escala *kinesthetic and visual imagery questionnaire-10* foi adotada para avaliar a habilidade do sujeito em se imaginar executando a marcha, bem como para identificar se sua imagem motora é predominantemente cinestésica ou visual. Uma TV de 50 polegadas foi utilizada para espelhamento do NB visual e um computador marca DELL, Windows 11 pro, versão 22H2, processador 11 th Gen Intel(R) Core (™) i7-11800H e, 2.30 GHz, memória RAM 16,0GB foi utilizado para registrar e realizar o processamento dos dados.

2.2 Método

2.2.1 Neurofeedback proposto

O sistema projetado na plataforma *OpenViBE* permite a aquisição *online* dos dados de EEG através do V-amp 16 com janelas de 2s a cada 0,1s, aplicando imediatamente um filtro passa banda (*Butterworth*, ordem 2) na faixa de frequência de 8 a 30 Hz, seguido de um filtro espacial CAR (do inglês *Common Average Reference*). Depois, a transformada rápida de *Fourier* sobre o canal Cz pré processado para calcular, no domínio da frequência, a potência média correspondente às bandas mu (8-12 Hz) e beta (15-20 Hz), e obter a potência relativa R através da relação $(P_{\mu} + P_{\beta}) / P_{full}$, sendo P_{full} a potência média na banda de 8 a 30 Hz. O objetivo é treinar a modulação dos ritmos mu e beta com respeito a uma condição *Baseline*. Assim, foi proposto neste estudo a relação $|R_i - R_b| * 100$, onde R_b e R_i são a potência relativa nas condições *Baseline* e IM. Como resultado, o sistema apresenta ao usuário um FB com cores vermelho e verde para valores próximos de 0 e 100%.

2.2.2 Desenho experimental

O protocolo experimental foi executado em 6 sessões, 2 vezes por semana, com duração de 20 min e dividido em duas etapas: preparação para o EEG e Lokomat unida à familiarização com o sistema de NF e IM, e treinamento motor em três condições.

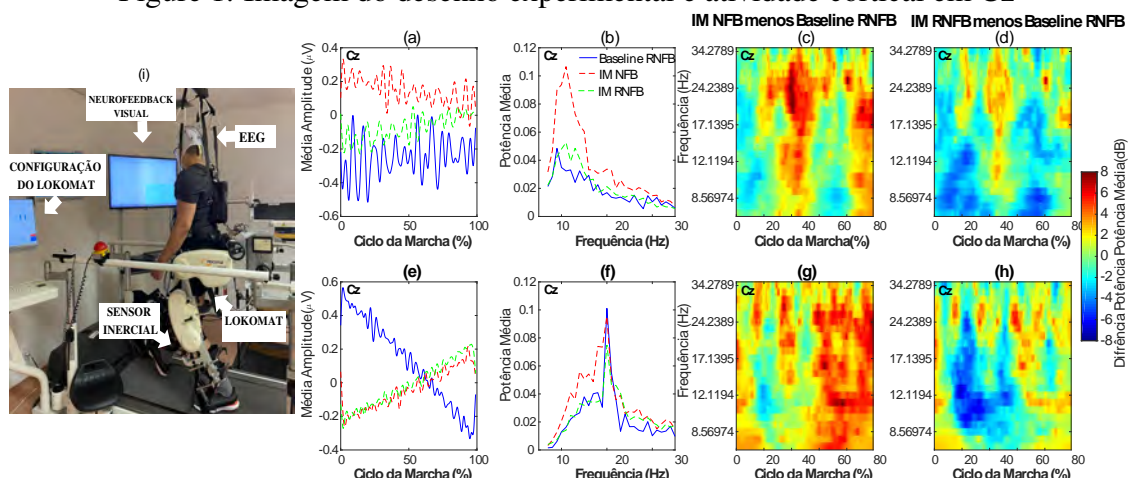
2.2.3 Preparação

Primeiramente, a pele foi submetida a assepsia com álcool 70% e esfoliação do couro cabeludo com *abrasive electroconductive gel (EasyCAP)* para manter a impedância abaixo de 10 k Ω nas localizações de interesse, utilizando média 8 min nesta fase que foi realizada com sujeito sentado confortavelmente na sua cadeira de rodas, nesse momento o sujeito foi orientado a praticar IM referente ao movimento de caminhar. Após a montagem dos eletrodos, o participante foi posicionado no Lokomat em um tempo médio entre 10 a 15 min, configurado para marcha com velocidade de 1 km/h, 100% de assistência e 70% de suporte de peso corporal. Além disso, o JAMA foi posicionado na lateral da perna esquerda para posterior identificação das fases do ciclo da marcha. Durante esta etapa, o sujeito estava posicionado de pé no Lokomat e foi orientado a realizar IM da marcha combinada ao NF visual.

2.2.4 Treinamento motor

O NF visual com cores verde e vermelho foi apresentado na tela de uma TV, representando o aumento e diminuição dos ritmos mu e beta em Cz, respectivamente. Duas modalidades de NF foram usadas: (1) NF de controle-verdadeiro (NFV) onde o participante poderia controlar sua atividade cerebral *online*; (2) NF de controle-falso (NFF), onde o NF foi aleatoriamente disponibilizado *online* sem nenhuma relação direta à atividade cerebral. Em cada sessão de treino da marcha no Lokomat, houve: (1) coleta basal sem IM e NFF (*Baseline*) com duração de 2 min; (2) IM+NFV com duração de 5 min; e (3) IM+NFF com duração de 5 min. O participante recebeu movimento passivo mimetizando a caminhada conduzida pelo Lokomat nas três condições supracitadas e enquanto era orientado em manter o foco no NF que estava sendo exposto na TV.

Figure 1. Imagem do desenho experimental e atividade cortical em Cz



Atividade cortical em Cz no domínio temporal após um filtro de 8 a 30 Hz (*Butterworth*, ordem 2) e filtro espacial WAR (do inglês *Weighted Average Reference*), domínio da frequência (transformada rápida de *Fourier*), e representação tempo-frequência (transformada contínua de *Wavelet*) na primeira (a, b, c, d) e sexta sessão (d, e, f, g) de treino com Lokomat combinado com IM e NF. (a) e (e) Amplitude média durante o ciclo de marcha; (b) e (f) densidade espectral média durante o ciclo da marcha; (c), e (g) Diferença da potência média no ciclo de marcha (IM combinada com NFB menos *Baseline*); (d) e (h); Diferença da potência média no ciclo de marcha (IM combinada com NFV menos *Baseline*); (i) mostra o *setup* experimental.

2.3 Resultados

Os dados de EEG mostram que o treino com Lokomat combinado a IM+NFBV aumenta a potência no ritmo mu e beta quando comparado ao *Baseline* (Fig. 1b e f). Estas mudanças foram em faixas de frequências diferentes entre as sessões, isto é, 10 Hz na primeira e 20 Hz na sexta sessão. Já na condição de NFB não foram observadas mudanças quando comparado ao *Baseline*. Na análise dos espectros de tempo-frequência observou-se que na primeira sessão o NFBV modula positivamente a potência na faixa de 8,5 a 30 Hz indicando que o sujeito aprendeu a modular os ritmos sensorio-motores tanto da banda mu quanto beta. Isso implica em aumento de 40% e 80% do ciclo da marcha (CM) (Fig. 1c), e, na sexta sessão, o participante apresentou maior modulação em 50 a 80% do CM quando comparada à primeira sessão (Fig. 1d). Dessa forma, fica mais evidente o aumento da potência da banda mu na transição da fase de apoio para balanço. Por outro lado, não são observadas mudanças de potência em relação a nenhuma fase do CM quando o participante tenta modular um NFB (Fig. 1d e h).

Na reavaliação clínica o sujeito apresentou aumento nos escores sensoriais de 80 e 79/112 para 88 e 88/112 nos hemisférios direito e esquerdo, respectivamente (T10, L2, L3, L4, L5, S1 e S2), onde o escore mudou de 0 (ausência de sensação) na avaliação inicial para 1 (sensação alterada). Quanto as funções vesical e anal, houve a redução na frequência miccional, sendo relatada a necessidade de esvaziamento vesical a cada 6 horas, visto que na pré-avaliação se fazia necessário realizar a cada 4 horas. O sujeito também saiu do quadro de constipação para uma situação de regularização das funções intestinais.

2.4 Discussões

Neste estudo a combinação de três abordagens (Lokomat, IM e NF) aumentaram a potência do ritmo mu e beta no córtex motor primário dentro do ciclo da marcha, sendo a condição NF controle-

verdadeiro a responsável por esta modulação. Isto sugere um aumento de potência em torno de Cz nas bandas mu e beta, em relação à condição de *Baseline*, que foi enfatizada durante a condição do NF controle-verdadeiro. Indivíduos com LME podem apresentar oscilações em mu e beta aprimoradas na área sensório-motora, as quais podem ser uma forma de compensação para aumentar a plasticidade local [6].

Baseado nisso, os resultados sugerem que o aumento imediato na ativação do córtex sensório-motor, pode ser fruto de uma reorganização cortical estímulo-dependente do movimento passivo e da prática mental autocontrolada fornecida no protocolo experimental proposto. Os resultados encontrados na literatura evidenciam uma supressão em mu e beta em sujeitos com LME durante treino de NFB e IM, indicando um aumento da atividade cortical [7]. Contudo, os estudos comparam os dados de EEG a um estado de *Baseline* totalmente em repouso. Por outro lado, o presente estudo realizou as mesmas comparações, porém, a avaliação *Baseline* foi conduzida também em movimento. Esta mudança de cenário entre as avaliações *Baseline* (repouso x em movimento) pode ter impacto nos resultados encontrados em relação às análises de EEG.

No presente estudo foram evidenciados resultados clínicos semelhantes aos descritos por Donati et al., (2016)[4], que utilizaram o Lokomat e a IM de forma independente em indivíduos com LME completa em um estudo que foi realizado ao longo de doze meses. Esses pesquisadores obtiveram uma resposta sensorial significativa, no entanto, vale ressaltar que seus resultados foram evidenciados somente no décimo mês de intervenção. Por outro lado, o presente estudo demonstrou resultados promissores em apenas 6 sessões.

As mudanças positivas no manejo da bexiga foram acompanhadas por uma redução na frequência urinária, sugerindo uma melhora na capacidade de retenção urinária. Esses achados corroboram com o estudo de uszczak et al. (2018)[7] no qual os participantes relataram uma mudança positiva no controle da bexiga após 26 sessões de treinamento de marcha com um exoesqueleto, mencionando menos episódios de incontinência e aumento do controle da bexiga. Resultados semelhantes foram observados no estudo de Williams et al., (2021)[8] que trouxeram como resultado melhora da satisfação com o manejo da bexiga. Entretanto é importante ressaltar que no estudo de Williams os participantes também faziam uso de medicamentos. No presente estudo, nenhum dos indivíduos faziam uso de medicação, o que fortalece a evidência de que a melhora observada está relacionada ao treinamento com o Lokomat combinado com o NFB visual baseado em IM.

Na literatura já foi relatado melhora do intestino neurogênico após treino de marcha. Por exemplo, Chun et al. (2020) [9] conduziram treinamento de marcha assistida por exoesqueleto, com um total de 25-63 sessões, explorando o efeito do exoesqueleto na função intestinal em indivíduos com LME. Os participantes relataram melhorias no movimento intestinal, menos complicações intestinais por mês, uso reduzido de laxantes e maior satisfação geral com seu programa intestinal.

Essa eficácia em um período mais curto de tempo destaca a superioridade e eficiência da combinação de IM, NFB visual e aferência do Lokomat em relação às intervenções individuais. Esses resultados sugerem que a intervenção proposta neste estudo teve um impacto positivo na melhora da atividade cortical na função sensitiva e na bexiga e intestino neurogênico do participante.

3. Conclusões

Este estudo propõe uma proposta metodológica inovadora para modular a atividade cortical na região Cz após LME completa. A dinâmica oscilatória da banda sensório-motora mu e beta, em relação à fase do ciclo da marcha, foram investigadas, bem como a habilidade de autorregulação da atividade cortical, aprimorada pelo uso da IM combinada com NF de controle-verdadeiro. Os resultados obtidos indicam que a combinação dessas diferentes estratégias foi capaz de proporcionar

modulações na atividade cortical indicando uma possível plasticidade cortical a curto-prazo. Abrindo caminho para o desenvolvimento de abordagens mais eficientes e práticas na reabilitação e na melhora das funções sensoriais e autonômicas pós-LME completa.

4. Referências

- [1] Ruimeng Duan, Mingjia Qu, Yashuai Yuan, Miaoman Lin, Tao Liu, Wei Huang, Junxiao Gao, Meng Zhang, and Xiaobing Yu. Clinical benefit of rehabilitation training in spinal cord injury: A systematic review and meta-analysis. *Spine*, 46(6):E398–E410, 2021.
- [2] Marcel Simis, Elif Uygur-Kucukseymen, Kevin Pacheco-Barrios, Linamara R Battistella, and Felipe Fregni. Beta-band oscillations as a biomarker of gait recovery in spinal cord injury patients: A quantitative electroencephalography analysis. *Clinical Neurophysiology*, 131(8):1806–1814, 2020.
- [3] April N Herrity, Sevda C Aslan, Susan J Harkema, and Charles H Hubscher. Spinal cord epidural stimulation for autonomic nervous system control: A focus on improving bladder, bowel, and cardiovascular function. In *Diagnosis and Treatment of Spinal Cord Injury*, pages 229–243. Elsevier, 2022.
- [4] Ana RC Donati, Solaiman Shokur, Edgard Morya, Debora SF Campos, Renan C Moiola, Claudia M Gitti, Patricia B Augusto, Sandra Tripodi, Cristhiane G Pires, Gislaiane A Pereira, et al. Long-term training with a brain-machine interface-based gait protocol induces partial neurological recovery in paraplegic patients. *Scientific reports*, 6(1):30383, 2016.
- [5] Túlio Fernandes de Almeida, Edgard Morya, Abner Cardoso Rodrigues, and André Felipe Oliveira de Azevedo Dantas. Development of a low-cost open-source measurement system for joint angle estimation. *Sensors*, 21(19):6477, 2021.
- [6] Eduardo López-Larraz, Carlos Escolano, Luis Montesano, and Javier Minguez. Reactivating the dormant motor cortex after spinal cord injury with eeg neurofeedback: a case study with a chronic, complete c4 patient. *Clinical EEG and Neuroscience*, 50(2):100–110, 2019.
- [7] Michael Juszcak, Estelle Gallo, and Tamara Bushnik. Examining the effects of a powered exoskeleton on quality of life and secondary impairments in people living with spinal cord injury. *Topics in spinal cord injury rehabilitation*, 24(4):336–342, 2018.
- [8] Alison MM Williams, Emily Deegan, Matthias Walter, Lynn Stothers, and LAM Tania. Exoskeleton gait training to improve lower urinary tract function in people with motor-complete spinal cord injury: A randomized pilot trial. *Journal of Rehabilitation Medicine*, 53(8), 2021.
- [9] Audrey Chun, Pierre K Asselin, Steven Knezevic, Stephen Kornfeld, William A Bauman, Mark A Korsten, Noam Y Harel, Vincent Huang, and Ann M Spungen. Changes in bowel function following exoskeletal-assisted walking in persons with spinal cord injury: an observational pilot study. *Spinal Cord*, 58(4):459–466, 2020.

CROSSKIDS: THE SERIOUS GAME DEVELOPED FOR MOTOR DEFICIT THERAPIES IN CHILDREN USING THE SOCIAL ROBOT MARIA T21

Rafael Campos Panceri

Federal Institute of Espirito Santo, Brazil, rafaelcampospanceri@gmail.com

João Antonio Campos Panceri

Federal University of Espirito Santo, Brazil, joaoacpanceri@gmail.com

Éberte Valter da Silva Freitas

Federal University of Espirito Santo, Brazil, ebertefreitas@hotmail.com

Sheila da Luz Schreider

Federal University of Espirito Santo, Brazil, sheiladaluz@gmail.com

Eliete Maria de Oliveira Caldeira

Federal University of Espirito Santo, Brazil, eliete.caldeira@ufes.br

Teodiano Freire Bastos Filho

Federal University of Espirito Santo, Brazil, teodiano@gmail.com

Abstract:

This article refers to the development of a serious game applied in a robot-assisted therapy for children with Autism Spectrum Disorder (ASD) and Down Syndrome or Trisomy 21 (T21). The robot used is the MARIA T21, capable of projecting images onto the floor and mapping the child's interaction through sensors (cameras and LIDAR). The game developed is called CrossKids and was based on functional circuits widely applied in the field of physiotherapy.

The game has four levels, in which the child must perform walking, jumping and compensation movements. Therefore, the application of such a game aims to develop psychomotor skills and proprioception in a playful way, with the objective of improving the quality of life of these children.

Keywords: Serious Games, Robot-Assisted, T21, ASD, Functional Training Circuit

1. Introduction

Children with Autism Spectrum Disorder (ASD) and Trisomy 21 (T21) frequently present motor problems that impact their daily activities and development [5, 3]. Studies indicate that most children with ASD have motor difficulties, whereas children with T21 have lower motor skills than typical children. Specific motor interventions are more effective in improving the motor performance of children with T21.

Serious Games (SGs) are games designed with specific objectives beyond entertainment, such as training, education, social awareness, business simulation, among others [13]. These games use interactive technology and game elements, such as characters, narratives, rewards, and challenges, to achieve their goals in a fun and effective manner [1].

In general, research suggests that SGs can be a valuable tool in the therapy of children. Although further research is needed to fully evaluate the effectiveness of these therapeutic games, they are

promising as a complementary tool in the therapy [11, 12].

This work presents the development of a SG developed by an interdisciplinary team in order to meet the demands and needs of professionals and subjects served in these therapies.

2. Game Description

This SG is applied by the Socially Assistive Robot MARIA T21 [9] through projection on the floor. The game starts with the hopscotch that is the first level of the set of circuits. It is composed of variable colors, numbers from 1 to 9 and the “end”, which is the space to be reached. There are also rules in the lower right corner of the projection that must be followed by the player and specify the numbers that must be avoided on the way to the end. The objective is to play hopscotch jumping with only one foot, where there is only one square and with both feet where there are two squares, one foot in each square following the rules requested by the game, thus performing unipodal support, jumps and apraxia.

The hopscotch stage is followed by three other training circuits, they are (Figure 1):

- jump over a characteristic path through pairs of circles alternating between close circles and farther circles, so that the child has to jump sometimes with feet together and sometimes with feet apart;
- walking on the projection of a characteristic path along a sinuous line, also with the tip of one foot juxtaposed with the heel of the other foot;
- jump over footprint images (alternating uni and bipedal support).

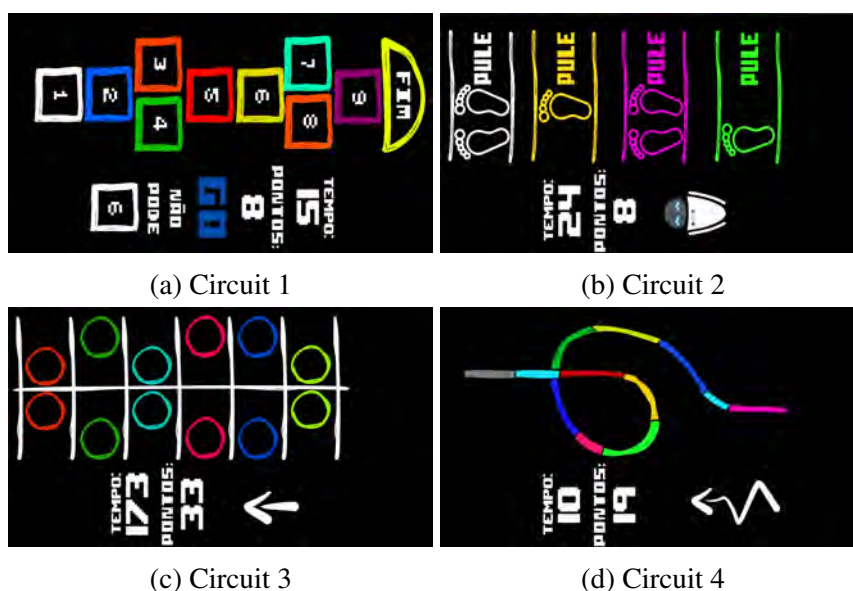


Figure 1: Representation of some of the stages of the SG

2.1 Objective

The overall objective of CrossKids is to act as a playful, affective, adaptive therapeutic tool for exercise, development of motor skills in children with Trisomy 21 and Autism Spectrum Disorder.

Specifically, it seeks to treat hypotonia, delayed motor development, difficulty with balance and motor coordination, joint hyperflexibility, apraxia, posture problems, low physical resistance and easy fatigue.

Functional Training Circuit is widely used as rehabilitation and physical conditioning therapies in children with some motor deficit, whether they have ASD or T21. When such an intervention proposal is applied from the MARIA T21 robotic platform, a significant gain is obtained since, in addition to all the practicality generated by the infinite possibilities of projection, without the need for physical elements. Also, through the system of emotions and speech, the robot is able to interact with the child, encouraging him/her and correcting any incorrect movement performed by the child [2, 8].

Therefore, the development of this SG aims to integrate the concept of functional training circuit with assistive robotics, enhancing both.

2.2 Development Tools

The Unity platform is a 3D development software that provides a development ecosystem through a simple interface and numerous libraries that allows, among other applications, game development for desktops, consoles, and mobile devices [6]. Unity is well-known among the game development community and uses the C# programming language, being the choice for the project development.

However, image sensing and processing require more specific external libraries so that integration of such elements with the proposed SGs is possible. Thus, external integration can be performed through a framework that uses the Python programming language, allowing, for example, the identification of body movement, emotions expressed by the child, and eye position.

2.3 Interaction Algorithm

The robot-child interaction takes place through an algorithm that uses the information provided by LIDAR (Light Detection And Ranging) sensor, that is capable of estimating the distance of obstacles around it in two dimensions, using a rotating perpendicular scan of a laser light beam that reaches the obstacle and returns to the sensor. This way, the estimated distance between the sensor and the obstacle is proportional to the time between the emission and reception of the light beam.

The cloud of points obtained from LIDAR needs to be filtered, since the game zone is delimited. In this way, the points obtained outside this area are discarded. After this initial filtering, we consider that only the child is in the game zone. This consideration is validated when the remaining points have a dispersion smaller than a threshold. Thus, the x and y position of the child is continuous through the average of the filtered points.

With the child's position, his/her route is compared with the correct route of each circuit of the game (levels), so if the child performs the route correctly, he/she earns a point per element of the game, being different elements for each circuit, as shown in Figure 1. Upon reaching the last element of the level, a new circuit is displayed. At the end of the four levels, the score and runtime are then shown. In this way, the game is able to assess the child's performance. A gameplay example can be seen in Figure 2. Algorithm 1 conceptually presents the interaction algorithm described in this section.



Figure 2: Child in therapy with the robot MARIA T21

Algorithm 1 Preprocessing and classification of LIDAR points cloud for game interaction

Input: All Pts $\in \mathbb{R}^2$ of LIDAR points cloud
 $runtime_init = program_runtime()$ ▷ Get start time gaming

while $circuit < 4$ **do** ▷ While the child is not at the last circuit
 $pt_v = []$ ▷ Empty Array pt_v for LIDAR valids points
 for each $pt_i \in AllPts$ **do**
 if $pt_i \in game_zone$ **then**
 $pt_v = pt_v + pt_i$ ▷ Concat pt_i point, contained in game zone, in pt_v
 end if
 end for
 if $variance(pt_v) < threshold$ **then** ▷ Check if the points obtained are close
 $child_{xy} = mean(pt_v)$ ▷ Calculate the child's position by average of points
 end if
 if $child_{xy} \in circuit_{x,y}$ **then** ▷ Check that the child is performing the circuit correctly
 $score ++$
 end if
 if $child_{xy} == circuit_{x_end,y_end}$ **then** ▷ Check if the child is at the end of circuit
 $circuit ++$
 $next_circuit()$ ▷ Call the next level of game
 end if
end while

$game_runtime = runtime_init - program_runtime()$ ▷ Get game runtime starting from init of first circuit

Output: $score, game_runtime$

2.4 Results

Considering a sample of four children, between 5 and 15 years, all with T21 or ASD, in a total of 10 sessions per participant, it was possible to notice that all children submitted to this SG showed gains in relation to the time of sustaining the evaluated postures. Also, in regarding the requested tasks, they performed the movements required by the game in a more coordinated and controlled way at each session.

For this evaluation, the protocol "Bateria Psicomotora" (in English: "Psychomotor Examination") by Vitor da Fonseca [4] was used, which brings together a set of tasks and defines a classification from 1 to 4 in order to assess the psychomotor degree of children. The assessment was carried out in the first and last session to compare the results. Table 1 shows the results in terms of global praxis, balance and spatio-temporal structuring. The guardians of the four participating children reported at

the end of the period of application of the game that their children were enthusiastic and disciplined in relation to the days and times of the sessions with the robot MARIA T21, also reporting the desire to continue with the therapy.

The tests were authorized by the UFES's Ethics Council under protocol number 1,121,638, in order to verify the efficiency of the developed system, and were carried out at Associação de Pais e Amigos dos Excepcionais (APAE) in Vitória, according to a partnership signed between UFES and the institution.

APAE Vitória Data	Global Praxis		Balance		Space-Time Structure	
Participant	Initial	Final	Initial	Final	Initial	Final
L	2	3	2	3	1	2
M	2	3	2	3	2	3
N	2	3	2	3	2	3
O	1	2	2	3	1	2
AVERAGE	1.75	2.75	2	3	1.5	2.5

Table 1: Results APAE VITÓRIA

3. Conclusions

The use of the MARIA T21 robot [9] together with the SG CrossKids showed that this type of therapeutic intervention for children with ASD and T21 provides a more playful and stimulating therapy, generating greater engagement of children. The proposed SG showed an improvement effect on the psychomotor profile of these children, with a positive difference in relation to before and after the applied psychomotor intervention.

The SG Crosskids was developed in such a way that it can be updated with new challenges and thus remains current and engaging. In addition, its circuit-like structure with variable challenges enables the approach to be applied to a wide range of motor deficits. The SG has already been evaluated and is in the process of continuous refinement and validation.

3.1 Future Works

The next stage of this work is the implementation of Dynamic Difficulty Adjustment (DDA) in the circuit stages in such a way as to minimize the risks of muscular overload and emotional frustration, as shown in Figure 3. DDA is a game design technique that adjusts the game's difficulty in real time according to the player's skills and performance. DDA is implemented using machine learning algorithms to adjust the game's difficulty and keep the player challenged, but not frustrated. The technique is used to improve the player's experience by keeping them engaged in the game and motivated to continue playing [10, 7].

With the aim of making the child's interaction with the game more accurate, the continuation of this work will seek to implement a movement identification system based on image processing. In this way, it will be possible to verify if the child stepped with the correct foot, if he/she performed the compensatory movements satisfactorily, making the SG even more relevant for psychomotor interventions in children with ASD and T21.

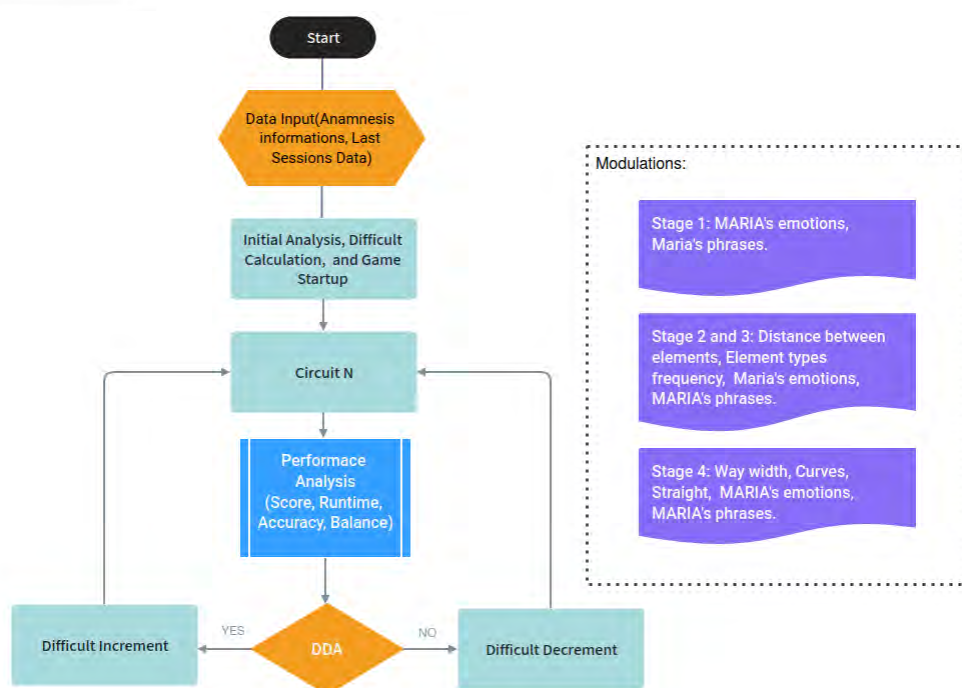


Figure 3: Dynamic Difficulty Adjustment

4. References

- [1] O. Aslan, S.; Balci. *GAMED: Digital educational game development methodology.*, volume v.91. 307–319. Simulation, 2015.
- [2] Hye-Jin Cho and Byoung-Hee Lee. Effect of functional progressive resistance exercise on lower extremity structure, muscle tone, dynamic balance and functional ability in children with spastic cerebral palsy. *Children*, 7(8), 2020.
- [3] Yeon Ji Choi, Kyoung Hee Kim, and Yun Hee Kim. The effects of motor interventions on the motor development of children with down syndrome: a systematic review and meta-analysis. *Journal of Physical Therapy Science*, 32(6):445–452, 2020.
- [4] Vitor Fonseca. *Psychomotor Observation Manual. Psychoneurological Meaning.* Wak, 2012.
- [5] Kimberly A Fournier, Chris J Hass, Sagar K Naik, Neha Lodha, and James H Cauraugh. Motor coordination in autism spectrum disorders: a synthesis and meta-analysis. *Journal of autism and developmental disorders*, 40:1227–1240, 2010.
- [6] John K Haas. A history of the unity game engine. 2014.
- [7] David Kristan, Pedro Bessa, Ricardo Costa, and Carlos Vaz de Carvalho. Creating competitive opponents for serious games through dynamic difficulty adjustment. *Information*, 11(3):156, 2020.
- [8] Jie Li, Zhelong Wang, Sen Qiu, Hongyu Zhao, Qiong Wang, Dirk Plettemeier, Bing Liang, and Xin Shi. Using body sensor network to measure the effect of rehabilitation therapy on

improvement of lower limb motor function in children with spastic diplegia. *IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement*, 69(11):9215–9227, 2020.

- [9] João Antonio Campos Panceri, Éberte Freitas, Josiany Carlos de Souza, Sheila da Luz Schreider, Eliete Caldeira, and Teodiano Freire Bastos Filho. A new socially assistive robot with integrated serious games for therapies with children with autism spectrum disorder and down syndrome: A pilot study. *Sensors*, 21(24), 2021.
- [10] Johannes Pfau, Jan David Smeddinck, and Rainer Malaka. Enemy within: Long-term motivation effects of deep player behavior models for dynamic difficulty adjustment. In *Proceedings of the 2020 CHI Conference on Human Factors in Computing Systems*, pages 1–10, 2020.
- [11] Meihua Qian and Karen R Clark. Game-based learning and 21st century skills: A review of recent research. *Computers in human behavior*, 63:50–58, 2016.
- [12] Gabriella Medeiros Silva, Jandirly Julianna de Souza Souto, Thiago P Fernandes, Ivan Bolis, and Natanael A Santos. Interventions with serious games and entertainment games in autism spectrum disorder: a systematic review. *Developmental neuropsychology*, 46(7):463–485, 2021.
- [13] Christina Steiner, Paul Hollins, Eric Kluijfhout, Mihai Dascalu, Dietrich Albert, W Westera, and Alexander Nussbaumer. Evaluation of serious games: A holistic approach. In *ICERI2015: 8th annual International Conference of Education, Research and Innovation*, pages 4334–4342. IATED Academy, 2015.

**IMPLEMENTACIÓN DE UN DISPOSITIVO BIOMÉDICO TIPO
EXOESQUELETO PARA MIEMBRO INFERIOR, COMO HERRAMIENTA DE
APOYO PARA EL PACIENTE EN SESIONES DE HIDROTERAPIA**

Juan Pablo Hernández Corvacho

Universidad Escuela Colombiana de ingeniería Julio Garavito, Colombia, juan.hernandez-cor@mail.escuelaing.edu.co

Luis Eduardo Rodríguez Cheu

Universidad Escuela Colombiana de ingeniería Julio Garavito, Colombia,
luis.rodriguez@escuelaing.edu.co

Resumen

Un accidente cerebrovascular (ACV) es un evento clínico agudo que causa alteraciones de la función cerebral debido a una disminución o interrupción del suministro sanguíneo. Los ACV representan el principal causante de discapacidad a nivel mundial. Debido a esto, la OMS propone implementar programas de rehabilitación interdisciplinarios enfocados en optimizar el funcionamiento y disminuir la discapacidad. Según el medio en que se desarrollan estas intervenciones se evidencia la terapia en tierra y la hidroterapia. En este artículo se presenta el desarrollo de un dispositivo de rehabilitación de robótica flexible y vestible para miembro inferior, para apoyar las sesiones de fisioterapia en la piscina de Rehabilitación de la Clínica Universidad de la Sabana.

Palabras clave: Accidente cerebrovascular, exoesqueleto, hidroterapia, robótica suave.

Abstract

A cerebrovascular accident (CVA) is an acute clinical event that causes alterations in brain function due to a decrease or interruption of blood supply. Stroke is the leading cause of disability worldwide. Because of this, the WHO proposes to implement interdisciplinary rehabilitation programs focused on optimizing functioning and reducing disability. Depending on the environment in which these interventions are developed, land-based therapy and hydrotherapy are evidenced. This article presents the development of a flexible and wearable robotic rehabilitation device for lower limb, to support physiotherapy sessions in the Rehabilitation pool of the Clínica Universidad de la Sabana.

Keywords: exoskeleton, hydrotherapy, soft robotics, stroke.

1. Introducción

Un accidente cerebrovascular (ACV) es un evento clínico agudo que causa alteraciones localizadas de la función cerebral debido a una disminución o interrupción del suministro sanguíneo (Hankey, 2017). Así mismo, de acuerdo con el origen fisiológico que afecte el flujo de sangre, un ACV puede clasificarse en 3 principales tipos: trombótico, embólico y hemorrágico (Hankey, 2017). Los ACV representan la segunda causa de muerte a nivel mundial, y el principal causante de discapacidad (Iadecola et al., 2020). En relación con el factor discapacitante de la patología, en Estados Unidos de cada 795.000 personas afectadas por ACV, el 26% presenta discapacidad permanente asociada al desarrollo de actividades de la vida diaria, mientras que el 50% manifiesta una disminución de su movilidad debido a una hemiparesia (Katan & Luft, 2018). Adicionalmente, de los pacientes que padecen un ACV a nivel mundial, una quinta parte de ellos padecen algún tipo de discapacidad luego de un periodo de tres meses (Einstad et al., 2021), en donde el 50% de los casos presentan alteraciones de sus capacidades motrices, afectando el patrón de marcha, el equilibrio y una reducción general de la función física (Einstad et al., 2021). En consecuencia, se proponen programas de rehabilitación física los cuales, según el medio en el que se desarrollen los ejercicios, se evidencian en dos modalidades para clasificarlos según la literatura; la terapia en tierra (Pérez-De la Cruz, 2020) y la hidroterapia (Veldema & Jansen, 2021). Sin embargo, a pesar de los beneficios y efectos terapéuticos asociados a la hidroterapia, se ha desarrollado una cantidad reducida de herramientas tecnológicas que apoyen estos procesos. Por esta razón este artículo presenta el desarrollo e implementación de un dispositivo biomédico, tipo exoesqueleto, capaz de apoyar sesiones de hidroterapia.

2. Desarrollo

Con el objetivo de apoyar los procesos de rehabilitación, se han desarrollado tecnologías como los sistemas robóticos capaces de realizar patrones de movimiento para asistir, total o parcialmente, la ejecución de los ejercicios solicitados durante la terapia, a partir de un único punto de apoyo para el paciente (McConnell et al., 2017) o de una modificación de las características, funcionales y estructurales, de los sistemas

neuromuscular y esquelético, desde una aplicación externa al cuerpo del paciente (McConnell et al., 2017). Con base en la literatura, existen sistemas robóticos convencionales en los cuales, a partir de una estructura rígida, se lleva a cabo el movimiento por la acción de motores, principalmente (Choo & Chang, 2021). En contraste con estas tecnologías se presentan los sistemas de robótica suave, caracterizados por hacer uso de estructuras altamente compatibles a su entorno debido a la flexibilidad y adaptabilidad de sus materiales, donde los movimientos son generados por la expansión y compresión de sus componentes, generalmente a causa de un flujo de aire o agua (Ding, 2018).

Se realizó un análisis de las fuerzas, torques y ángulos involucrados en el movimiento de extensión de la rodilla. Para este análisis, se consideró que el desplazamiento angular de la articulación se produce por la acción de elementos externos como se muestra en la figura 1a, donde \vec{T}_1 y \vec{T}_2 corresponden a las fuerzas de tensión que actúan sobre la pierna, por acción de los cables azul y naranja, respectivamente. Finalmente, τ_N hace referencia al torque neto requerido para generar el movimiento de extensión de rodilla. Cabe aclarar que el análisis para el movimiento de la cadera se realizó de manera similar.

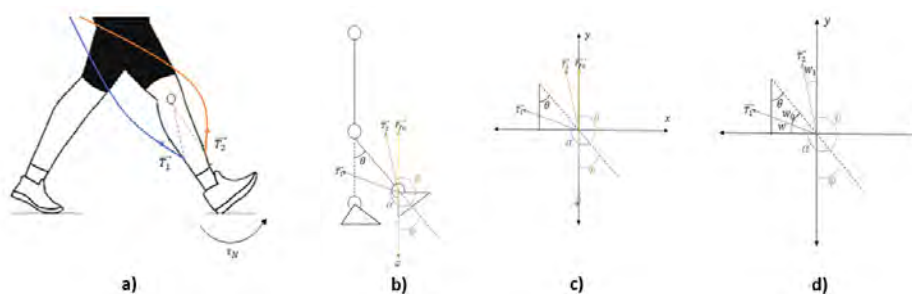


Figura 1. Esquemas de fuerzas. a) Esquema de fuerzas actuantes y torque. Adaptada de [10]. b) Modelo de cuerpo rígido de la rodilla extendida. c) Diagrama de cuerpo libre de fuerzas actuantes. d) Diagrama de cuerpo libre de las fuerzas \vec{T}_1 , \vec{T}_2 .

De acuerdo con el análisis previo, a partir de un pantalón hecho de poliéster se realizaron unas adaptaciones a manera de bolsillos en los cuales se depositaron los actuadores neumáticos. Estos bolsillos se diseñaron abiertos en sus extremos y se dispusieron diagonalmente sobre el pantalón, como se muestra en la siguiente figura (2).



Figura 2. Diseño pantalón del wearable textil. a) Vista frontal. b) Vista lateral. Adaptada de [11].

Adicionalmente, se realizó un exoesqueleto rígido compuesto por una correa dentada, una polea dentada de 18 dientes y 6 piezas diseñadas en el software SolidWorks. Las piezas se plantearon de manera que, al integrarlas, emularan el miembro inferior del usuario y permitieran la flexo-extensión de la rodilla. En este sentido, el diseño de cada pieza permite que estas cumplan una función particular, como se muestra en la siguiente figura (3).

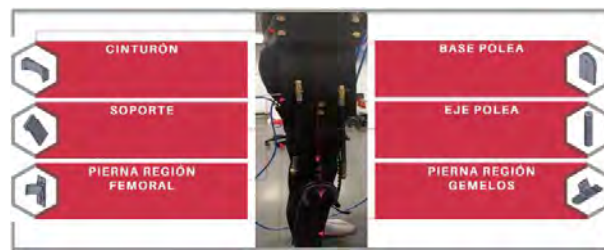


Figura 3. Implementación del exoesqueleto rígido.

Para la parte de control, el sistema esta basado en un microcontrolador Arduino el cual se encarga de accionar una servovalvula solenoide generando un control ON/OFF con respecto a dos referencias; el ángulo máximo de desplazamiento y la posición neutral. El diagrama de control se muestra en la siguiente figura (4).

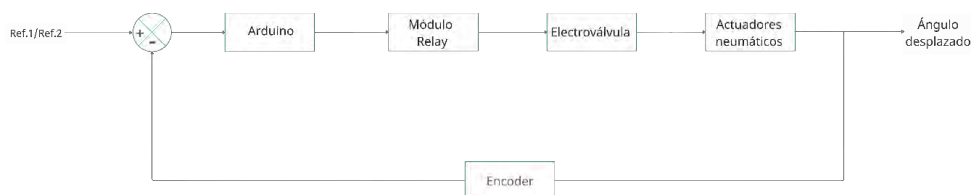


Figura 4. Diagrama de control del dispositivo.

2.5 Resultados

Se realizaron pruebas para caracterizar el movimiento y desplazamiento de los actuadores bioinspirados. En estas pruebas se evidenció que una presión de 110 psi no genera cambios en la estructura de los actuadores, con respecto a una presión de 100 psi. De esta manera, se determina que la presión máxima de trabajo es 100 psi (ver figura (5)).

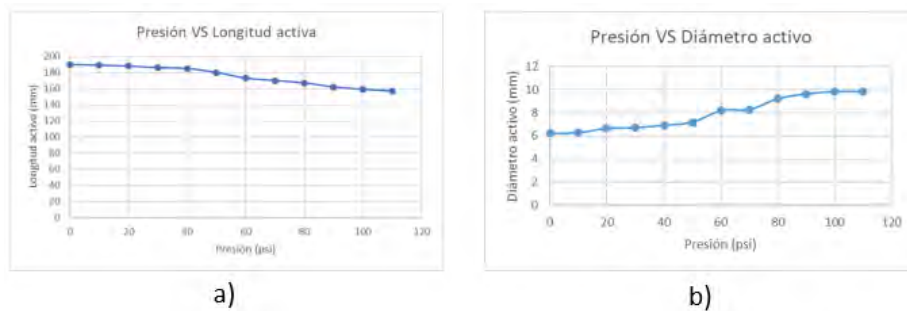


Figura 5. Comportamiento actuador neumático.

En la siguiente figura se presenta el sistema robótico implementado, donde se incluye la parte de robótica vestible y el exoesqueleto. Para complementar la funcionalidad del exoesqueleto flexible se desarrolló un exoesqueleto rígido que incluye piezas en las zonas anterior y posterior de la pierna, ubicados en la parte exterior, en el plano sagital como se muestra en la figura (6). Como resultado de implementar el sistema robótico, el prototipo logró realizar desplazamientos angulares de máximo 10° grados para flexión de la rodilla y 15° grados para extensión de la cadera. Debido a restricciones mecánicas del sistema, el prototipo no logra realizar desplazamientos mayores.

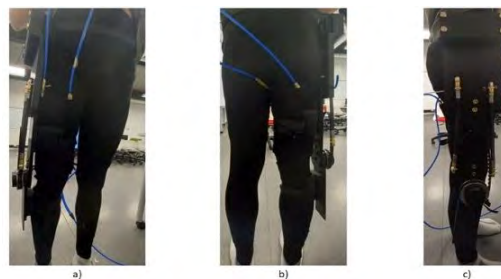


Figura 6. Prototipo del dispositivo tipo exoesqueleto. a) Vista frontal. b) Vista posterior. c) Vista lateral.

3. Conclusiones

Durante la ejecución de las pruebas planteadas se observó que el usuario, por acción del prototipo, desplaza angularmente su miembro inferior derecho de manera mínima para intentar emular el movimiento de flexión de rodilla y extensión de cadera, efectuando desplazamientos angulares de máximo 10 grados para flexión de la rodilla y 15 grados para extensión de la cadera. Adicionalmente, para los movimientos de extensión de rodilla y flexión de cadera, el prototipo no es capaz de ejecutar los movimientos. Dado el comportamiento funcional y las restricciones evidenciadas, a futuro se propone realizar ajustes mecánicos que permitan mayores desplazamientos.

4. Referencias

- [1] Choo, Y. J., & Chang, M. C. (2021). Effectiveness of an ankle-foot orthosis on walking in patients with stroke: a systematic review and meta-analysis. *Scientific Reports*, *11*(1), 1–12. <https://doi.org/10.1038/s41598-021-95449-x>
- [2] Ding, Y. (2018). Control and Optimization of soft exosuit to improve the efficiency of human walking. *Angewandte Chemie International Edition*, *6*(11), 951–952., 2013–2015.
- [3] Einstad, M. S., Saltvedt, I., Lydersen, S., Ursin, M. H., Munthe-Kaas, R., Ihle-Hansen, H., Knapskog, A. B., Askim, T., Beyer, M. K., Næss, H., Seljeseth, Y. M., Ellekjær, H., & Thingstad, P. (2021). Associations between post-stroke motor and cognitive function: a cross-sectional study. *BMC Geriatrics*, *21*(1), 1–10. <https://doi.org/10.1186/s12877-021-02055-7>
- [4] Hankey, G. J. (2017). Stroke. *The Lancet*, *389*(10069), 641–654. [https://doi.org/10.1016/S0140-6736\(16\)30962-X](https://doi.org/10.1016/S0140-6736(16)30962-X)
- [5] Iadecola, C., Buckwalter, M. S., & Anrather, J. (2020). Immune responses to stroke: Mechanisms, modulation, and therapeutic potential. *Journal of Clinical Investigation*, *130*(6), 2777–2788. <https://doi.org/10.1172/JCI135530>
- [6] Katan, M., & Luft, A. (2018). Global Burden of Stroke. *Seminars in Neurology*, *38*(2), 208–211. <https://doi.org/10.1055/s-0038-1649503>
- [7] McConnell, A. C., Moioli, R. C., Brasil, F. L., Vallejo, M., Corne, D. W., Vargas, P. A., & Stokes, A. A. (2017). Robotic devices and brain-machine interfaces for hand rehabilitation post-stroke. *Journal of Rehabilitation Medicine*, *49*(6), 449–460. <https://doi.org/10.2340/16501977-2229>
- [8] Pérez-De la Cruz, S. (2020). Comparison of aquatic therapy vs. Dry land therapy to improve mobility of chronic stroke patients. *International Journal of Environmental Research and Public Health*, *17*(13), 1–12. <https://doi.org/10.3390/ijerph17134728>
- [9] Veldema, J., & Jansen, P. (2021). Aquatic therapy in stroke rehabilitation: systematic review and meta-analysis. *Acta Neurologica Scandinavica*, *143*(3), 221–241. <https://doi.org/10.1111/ane.13371>
- [10] “image: Freepik.com”. This cover has been designed using assets from Freepik.com
- [11] “Imagen de Freepik”. Esta portada ha sido diseñada usando imágenes de Freepik

DISPOSITIVO SENSORIZADO (CIEGNEST): INNOVACIÓN TECNOLÓGICA PARA EL APOYO A PERSONAS CON DISCAPACIDAD VISUAL

Nestor Ramon Fariña Molina,

Universidad Internacional Tres Fronteras, Paraguay, nestor.farina.molina@gmail.com

Claudia Raquel Ibarrola Chamorro,

Universidad Internacional Tres Fronteras, Paraguay, clauibarrola87@gmail.com

Resumen: *Tras llevar a cabo pruebas más rigurosas, se confirma que este proyecto ha alcanzado un nivel de funcionalidad y eficacia notable. El brazalete tecnológico con sensores, diseñado mediante el uso de software de código abierto y herramientas de bajo costo, se ha revelado como una solución efectiva para la asistencia de personas con discapacidad visual. Su capacidad para proporcionar orientación segura en entornos tanto interiores como exteriores demuestra su utilidad práctica y versatilidad. Esta innovación representa un paso significativo hacia la mejora tangible de la calidad de vida de este grupo, al tiempo que promueve activamente su integración en la sociedad. El proyecto no solo cumple con su objetivo primordial, sino que también sienta un precedente valioso en el campo de la tecnología de asistencia para personas con discapacidad visual.*

Palabras clave: *brazalete, software libre, discapacidad visual.*

Abstract: *After conducting more rigorous tests, it is confirmed that this project has achieved a notable level of functionality and effectiveness. The technological bracelet with sensors, designed using open-source software and low-cost tools, has proven to be an effective solution for assisting individuals with visual impairments. Its ability to provide safe guidance in both indoor and outdoor environments demonstrates its practical utility and versatility. This innovation represents a significant step towards tangible improvement in the quality of life for this group, while actively promoting their integration into society. The project not only fulfills its primary objective, but also establishes a valuable precedent in the field of assistive technology for individuals with visual impairments.*

Keywords: *bracelet, open-source software, visual impairment.*

1. Introducción

Al menos 2,200 millones de personas sufren algún grado de discapacidad visual. De este grupo, más de mil millones podrían haber evitado o tratado su condición [1]. En Paraguay, de acuerdo a las últimas encuestas llevadas a cabo en el año 2012 por el Instituto Nacional de Estadísticas (INE), se constató que la discapacidad visual es una de las más prevalentes en la población. El 22.1% de los hogares paraguayos tienen al menos una persona con dificultad para ver, y algunos de estos casos implican limitaciones visuales totales [2].

Para individuos con discapacidad visual, la principal barrera radica en la movilidad y el desplazamiento. Generalmente, recurren a un bastón como soporte, siendo esta una de las herramientas más económicas y accesibles. Sin embargo, el bastón presenta ciertas limitaciones. No detecta obstáculos a menos que se realicen pequeños golpes para obtener información sobre el entorno, lo que les ayuda a esquivar los obstáculos en su trayecto.

Entre las tecnologías diseñadas para asistir a personas con discapacidad visual se encuentra el desarrollo de una banda adherible a la cintura, cuyo propósito es detectar objetos en movimiento y emitir vibraciones según la posición del objeto [3]. Adicionalmente, se han

creado bastones electrónicos equipados con sensores ultrasónicos capaces de anticipar objetos cercanos [4].

En el presente estudio se diseña un dispositivo funcional: un brazalete con sensores. Al utilizar tecnologías de código abierto y componentes tecnológicos asequibles, se busca que sea económicamente accesible en el mercado. Este dispositivo tiene como objetivo ofrecer una solución que brinde a las personas con discapacidad visual una mayor autonomía en su movilidad, contribuyendo así a mejorar significativamente su calidad de vida. Además, permitirá que estas personas participen de manera más activa en la sociedad.

Las personas con discapacidad visual buscan formas de adaptarse en la sociedad, utilizando diversos mecanismos para desplazarse de un lugar a otro en su rutina diaria. Estos incluyen el uso del sistema Braille para lectura y escritura, el bastón como una herramienta confiable para el desplazamiento, y perros guía entrenados profesionalmente. Asimismo, la estimulación del sentido auditivo es esencial, ya que les permite percibir la distancia a la que se encuentra un posible peligro [5]. Actualmente, las tecnologías desempeñan un papel crucial en el proceso de adaptación de las personas ciegas, permitiéndoles integrarse en la sociedad moderna. Estas tecnologías se han convertido en herramientas esenciales para el desarrollo profesional, personal y social de cada individuo [6].

2. Desarrollo

Para la elaboración del prototipo, se siguió un enfoque metodológico que comprendió la realización de una encuesta con preguntas cerradas dirigida a todos los miembros de la Asociación de Ciegos de Alto Paraná (ACAP). Las pruebas de funcionalidad se llevaron a cabo con un grupo de 5 individuos pertenecientes a dicha asociación, con el propósito de recopilar información y datos sobre las necesidades y preferencias de los usuarios. Con base en la información obtenida en las entrevistas y el análisis de la realidad de las personas con discapacidad visual, se detallan los procedimientos empleados en la ejecución del proyecto, divididos en 12 etapas, donde las primeras 5 pertenecen al desarrollo conceptual y las restantes a la implementación del método, en la Fig. 1 se presenta el diseño general del brazalete.

En la primera fase, se llevaron a cabo investigaciones exhaustivas, similares al proyecto, con el objetivo de comprender el estado actual de las principales tecnologías de asistencia sensorizadas para personas con discapacidad visual, considerando su coste, métodos de adquisición, composición y proceso de fabricación. En la segunda fase, se seleccionaron los materiales a emplear, incluyendo la definición de todos los componentes electrónicos y su disponibilidad en el mercado nacional. Estas herramientas abarcan tanto la programación de las placas como el diseño de la comunicación de los circuitos, así como el diseño tridimensional de la estructura del prototipo. En la tercera fase, se abordó la resolución de dos tecnologías que no estaban disponibles en el mercado nacional. Una vez desarrolladas estas tecnologías faltantes, en la cuarta fase se llevaron a cabo las pruebas correspondientes para su integración en el prototipo. Finalmente, en la quinta fase, se elaboraron los diseños conceptuales de las conexiones de las tecnologías resueltas y la puesta a prueba por las personas seleccionadas para tal efecto.

2.1. Método

Una vez completados los diseños conceptuales, avanzamos a la etapa 6. En esta fase, se procede a la creación de la estructura del brazalete utilizando el software FreeCAD para modelado. Posteriormente, en la etapa 7, se lleva a cabo la impresión tridimensional correspondiente.

Para concluir, en la etapa 8 se procede al montaje y ensamblaje del Brazalete Sensorizado. La etapa 9 se dedica a la programación en el entorno de desarrollo Arduino (IDE), mientras que la etapa 10 abarca las pruebas del dispositivo. Finalmente, en la etapa 11 se recopilan los resultados obtenidos, en la fase final, la número 12, se llevó a cabo un ciclo de pruebas aún más rigurosas integrando el dispositivo en la rutina diaria de los participantes del proyecto. Esta etapa consistió en un período de uso continuo tanto en el interior como en el exterior de sus hogares, abarcando un periodo de 15 días ininterrumpidos. Durante este tiempo, se completó un formulario detallado que evaluaba la funcionalidad del dispositivo. Se prestó especial atención a los obstáculos que podían ser evitados con éxito y aquellos que presentaron mayores dificultades.

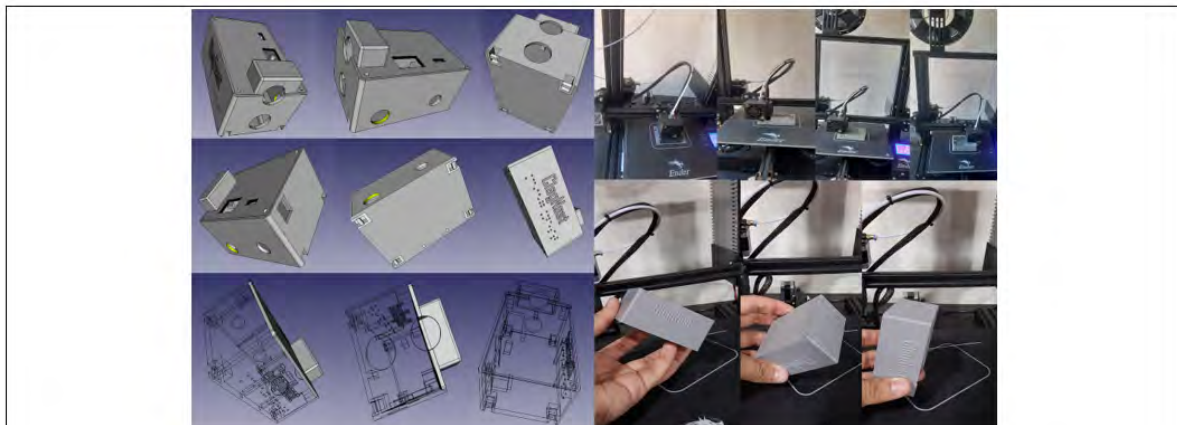


Fig. 1. Diseño general del brazalete sensorizado.

Fuente: Elaboración propia.

2.2. Resultados

La evaluación minuciosa permitió realizar ajustes precisos en la configuración de la sensibilidad del sensor del dispositivo, con el fin de optimizar su desempeño. Durante esta etapa de evaluación, se han recopilado datos que respaldan la excepcional eficacia y utilidad del dispositivo. Los resultados resaltan el brazalete como un valioso complemento, capaz de identificar obstáculos mediante su sensor ultrasónico integrado y de proporcionar información a través de vibraciones y señales auditivas. Este dispositivo se distingue por su facilidad y rapidez de utilización. Es crucial destacar la colaboración entre el brazalete y el bastón, que trabajan de manera conjunta para potenciar la seguridad y eficiencia en el desplazamiento.

Esto brinda a las personas con discapacidad visual una comprensión y control más amplios de su entorno. Es esencial subrayar que el brazalete se concibe como un complemento al bastón, no como su reemplazo. Esta herramienta adicional potencia la movilidad y la calidad de vida de las personas con discapacidad visual. Además, se recogieron los testimonios de quienes tuvieron la oportunidad de probar el dispositivo, y los resultados fueron concluyentes: las 5

personas evaluaron positivamente la satisfacción de sus necesidades, tal como fueron planteadas al inicio del proyecto.

Adicionalmente, se recopiló información sobre la experiencia de los participantes durante este periodo de prueba intensivo. Se llevaron a cabo entrevistas y se recabaron comentarios detallados sobre la efectividad del brazalete en diversas situaciones cotidianas. También se registraron los momentos en los que el dispositivo demostró ser particularmente útil y aquellos en los que pudo ser aún más eficiente, en la Fig. 2 se observa algunas de las evidencias recolectadas.



2.3. Discusión

La escasa disponibilidad de tecnología de asistencia para individuos con discapacidades visuales en Paraguay representa un desafío considerable en su capacidad para superar los obstáculos en su movilidad diaria. La introducción y adopción de dispositivos como el brazalete se convierte en un hito crucial para esta comunidad, al brindarles la posibilidad de mejorar su calidad de vida y su independencia, al mismo tiempo que contribuye de manera significativa a la lucha contra la exclusión social que frecuentemente enfrentan debido a su condición. Es fundamental destacar que este brazalete constituye solo el primer paso en un camino hacia la mejora continua. Se prevé llevar a cabo una serie de actualizaciones y mejoras en el dispositivo en un futuro cercano. Además, se vislumbra un horizonte ambicioso en cuanto a la producción y distribución a gran escala del brazalete. Este paso crucial permitiría que un número significativamente mayor de individuos con discapacidades visuales accedan a esta tecnología transformadora. No solo se trata de proporcionar un recurso valioso, sino también de empoderar a esta comunidad al brindarles la oportunidad de participar activamente y ser parte integral de la sociedad, en igualdad de condiciones con sus pares sin discapacidades. Este avance representa un paso gigantesco hacia una inclusión más completa y equitativa en Paraguay y más allá.

3. Conclusiones

Las pruebas realizadas han corroborado la viabilidad de implementar este prototipo. A través de encuestas y observaciones, se ha puesto de manifiesto la imperiosa necesidad de una asistencia tecnológica que permita a las personas con discapacidad visual mejorar su movilidad, lo que a su vez les otorgará autonomía y, sobre todo, les integrará plenamente en la sociedad.

El prototipo demuestra una alta funcionalidad y se caracteriza por su facilidad de uso. Adicionalmente, todas las piezas que lo componen son de fácil adquisición y desarrollo. La implementación del brazalete sensorizado se traduce en la emisión de señales auditivas y vibraciones para alertar a una persona con limitaciones visuales sobre posibles obstáculos. Es importante destacar que este proyecto no se queda en el ámbito teórico, sino que se materializa como una solución tangible y aplicable en el día a día. Este avance indica claramente que en un futuro cercano se podrá fomentar su empleo y llevar a cabo su producción a gran escala.

Asimismo, se puede inferir que este prototipo podría desempeñar un papel fundamental como herramienta de estímulo para las personas con limitaciones visuales en sus primeros intentos de desplazarse de manera autónoma, prescindiendo de acompañantes. Esto contribuiría de manera sustancial al progreso de futuras investigaciones y desarrollos tecnológicos en beneficio de las personas con discapacidad visual, sentando así una base sólida para los investigadores dedicados a mejorar el bienestar de este colectivo.

Los resultados de esta fase de pruebas más exhaustivas proporcionaron valiosa retroalimentación para perfeccionar el diseño y la funcionalidad del brazalete sensorizado. Este enfoque orientado hacia la experiencia del usuario fortalece la confianza en la utilidad práctica y la eficacia de la tecnología, allanando el camino para su implementación a gran escala y su contribución significativa a la autonomía y calidad de vida de las personas con discapacidad visual.

4. Referencias

- [1] Organización Mundial de la Salud, “La OMS presenta el primer Informe mundial sobre la visión,” 08 Octubre 2019. <https://www.who.int/es/news/item/08-10-2019-who-launches-first-world-report-on-vision>
- [2] Instituto Nacional de Estadística, “La discapacidad visual en Paraguay,” 03 Diciembre 2021. <https://www.ine.gov.py/news/news-contenido.php?cod-news=955>
- [3] G. Gonçalves Garcia y N. H. Cordeiro. “Programação de um dispositivo de vibração para deficientes visuais com o auxílio de softwares livres,” in Anais do XVIII Congresso Latino-Americano de Software Livre e Tecnologias Abertas, Online, 2021, pp. 118-121, doi: <https://doi.org/10.5753/latinoware.2021.19915>
- [4] A. A. Cardona Mesa y R. D. Vasquez Salazar, “Dispositivos de asistencia para la movilidad en personas con discapacidad visual: una revisión bibliográfica,” Revista Politécnica, vol. 15, nº 28, pp. 107-116, junio. 2019, doi: <https://doi.org/10.33571/rpolitec.v15n28a10>
- [5] X. E. León Meza, “Diseño y evaluación de un prototipo de bastón con sensores electrónicos para personas no videntes de la Unidad de Rehabilitación del Hospital IESS Quito Sur,” Universidad de Guayaquil. Facultad de Ingeniería Industrial. Carrera de Licenciatura en Sistemas de Información., 2021.
- [6] E. Cruz, “¿Están los invidentes excluidos de la tecnología?,” 2018 Julio 2018. <https://transferencia.tec.mx/2018/07/30/estan-los-invidentes-excluidos-de-la-tecnologia/>

Realidad virtual: Una estrategia para mejorar la interacción humano maquina en programas de rehabilitación física con Smart Walker

Brayan Sneider Moreno Arevalo, Carla Zimerer, Fabiana Santos Vieira Machado y Anselmo Frizzera

Universidade Federal Espírito Santo, Brasil, anselmo.frizzera-neto@ufes.br

Resumen: Con el crecimiento del número de personas con diversidad funcional aumentando drásticamente, es importante encontrar modelos eficaces de rehabilitación. Por lo tanto, la combinación andadores robóticos con dispositivos de realidad virtual (RV) pueden ser una alternativa interesante. Es por esto que el objetivo de este estudio fue validar la interacción humano-máquina a través de la asociación de un andador robótico (UFES vWalker), un videojuego y sistemas de RV en primera persona. Participaron 10 personas saludables (hombres = 6 y mujeres = 4; edad = 27, $70 \pm 7, 29$ años, peso = 76, $10 \pm 11, 28$ kg, y altura = 176, $10 \pm 11, 28$ m), sin discapacidad motora o neurológica. El estudio constó de 3 etapas: familiarización, prueba con pantalla de la computadora (Experimento 1), prueba con RV (Experimento 2). Las sensaciones de placer (medidas mediante PACES), la autoeficacia, la adherencia a la actividad y la usabilidad del sistema (medida a través de SUS) fueron evaluadas al final de cada experimento. Se utilizó la prueba t de Student para comparar las variables. Ambos experimentos arrojaron valores satisfactorios en cuanto a autoeficacia, adherencia y SUS. Por lo tanto, el uso de realidad virtual generó una mayor puntuación en PACES y un menor tiempo en la ejecución de las tareas. En conclusión, la combinación de RV y andadores robóticos podría ser una estrategia interesante para implementar en personas con diversidad funcional.

Palavras chave: Videojuegos, Diversidad funcional, Tecnología asistida y Andadores.

Abstract: With the rapidly increasing number of individuals with functional diversity, it is crucial to identify effective rehabilitation models. Therefore, the combination of virtual reality (VR) and robotic walkers could present an intriguing alternative. Hence, the objective of this study was to validate human-machine interaction by employing a robotic walker (UFES vWalker), a video game, and first-person VR systems. Ten healthy individuals participated (males = 6, females = 4; age = 27, $70 \pm 7, 29$ years, weight = 76, $10 \pm 11, 28$ kg, height = 176, $10 \pm 11, 28$ m), all without motor or neurological disabilities. The study consisted of three stages: familiarization, computer screen test (Experiment 1), and VR test (Experiment 2). Pleasure sensations (measured using PACES), self-efficacy, activity adherence, and system usability (assessed through SUS) were evaluated at the end of each experiment. Student's t-test was employed to compare the variables. Both experiments yielded satisfactory results in terms of self-efficacy, adherence, and SUS. Therefore, the use of virtual reality resulted in higher PACES scores and reduced task execution times. In conclusion, the combination of VR and robotic walkers could serve as an interesting strategy for implementation in individuals with functional diversity.

Keywords Videogames, Functional diversity, Assistive technology and Walkers.

1. Introducción

Según la Organización Mundial de la Salud (OMS), en el mundo aproximadamente el 3,8 % de la población sufre de problemas de locomoción de nivel medio-alto [7]. América Latina es uno de los continentes con la mayor cantidad de personas afectadas en relación a su población total. Esta problemática se atribuye al alto nivel de desigualdad presente en nuestra sociedad [5], lo que restringe el acceso de las personas a la salud. Asimismo, millones de personas no tienen la capacidad de realizar tareas cotidianas comunes, lo que disminuye la calidad de vida tanto de la persona afectada como de las personas de su entorno. En este sentido, gracias a los avances tecnológicos de las últimas décadas, la telemedicina se ha convertido en una herramienta imprescindible en las tareas de rehabilitación física, convirtiéndose en una de las líneas de investigación que más aporta en áreas como la medicina, la ingeniería, la psicología, entre otras [6]. Estudios recientes ofrecen estrategias de rehabilitación mediante dispositivos alternativos o aumentativos, inteligencia artificial, y videojuegos [4, 11]. Cada tecnología tiene un enfoque metodológico diferente para mejorar la movilidad del usuario. Por ejemplo, los andadores robóticos (Smart Walker) buscan potenciar las capacidades residuales de movilidad mediante interfaces humano-máquina y estrategias de control [1]. Estos dispositivos se destacan frente a los andadores tradicionales con ruedas. Sin embargo, es crucial que los pacientes participen activamente en las tareas de cada sección, ya que los dispositivos robóticos podrían realizar las tareas en su lugar.

En este sentido, el uso de la realidad virtual (RV) asociado con andadores robóticos parece ser una estrategia interesante, dado que los videojuegos de rehabilitación pueden resultar atractivos, logrando una mayor inmersión a través de la dinámica del juego [9]. Estudios han demostrado que los videojuegos tienen numerosos efectos fisiológicos y comportamientos positivos, evitando que el individuo pase por fases de depresión, ansiedad, timidez, agresión o cualquier otro estímulo negativo, lo que lleva a mejoras significativas en aspectos afectivos, cognitivos, motores y biorretroalimentación [5, 13]. Es por esto que el objetivo del presente estudio fue validar el impacto de un videojuego asociado a andadores y sistemas de RV, identificando las sensaciones de placer, autoeficacia, adherencia a la actividad y usabilidad del sistema. Estudios de esta naturaleza, que investiguen la interacción humano-máquina y la satisfacción de los participantes durante el uso de la combinación de Smart Walkers y RV, son necesarios para afirmar la viabilidad de esta tecnología como estrategia futura de rehabilitación en la atención médica. Investigaciones que aborden la interacción humano-máquina y la satisfacción de los participantes durante el uso de la combinación de Smart Walkers y RV pueden contribuir a respaldar esta tecnología como estrategia futura de rehabilitación, logrando un modelo funcional y sin dolor a través de estrategias pasivas y activas para recuperar los movimientos de la marcha.

2. Desarrollo

2.1 Participantes

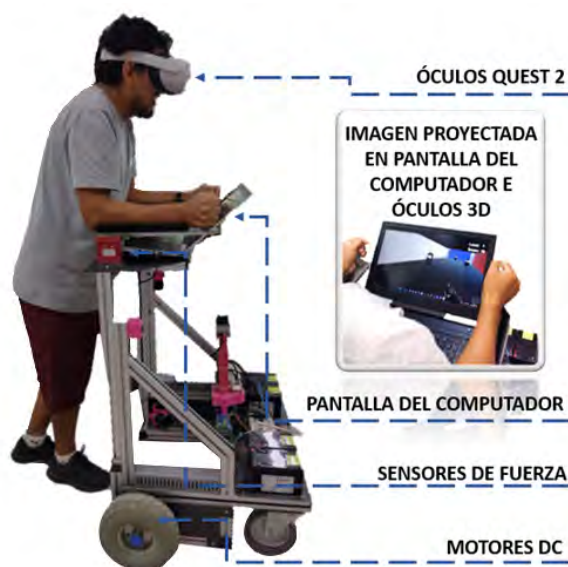
Un total de 10 personas saludables participaron en el presente estudio (6 hombres y 4 mujeres), con edades de $27,70 \pm 7,29$ años, un peso de $76,10 \pm 11,28$ kg y una estatura de $1,76 \pm 0,11$ m. El objetivo del estudio fue validar el funcionamiento del sistema y evitar poner en riesgo a sujetos con problemas de motricidad. Los participantes no presentaban problemas neurológicos, psiquiátricos ni dificultades funcionales motoras. Además, todos los sujetos tenían una visión normal o corregida, lo que permitió el uso de los sistemas de RV y la pantalla del ordenador sin inconvenientes. Como criterio de inclusión, se seleccionaron personas con una altura superior a 1,60 m y sin experiencia previa en

el uso de dispositivos de marcha y equipos de RV. Antes de comenzar con cada una de las pruebas experimentales, todos los participantes fueron debidamente informados acerca del tipo de estudio y recibieron instrucciones precisas sobre la ejecución de cada etapa. Finalmente, todos los sujetos proporcionaron voluntariamente su consentimiento informado, basado en el protocolo experimental.

2.2 Diseño experimental

Inicialmente, los participantes llevaron a cabo una familiarización con los procedimientos. Durante esta etapa, se les proporcionó información sobre el funcionamiento del andador (UFES vWalker) y la trayectoria que debían recorrer. A continuación, cada sujeto controló el “UFES vWalker” en tiempo real a través de un videojuego virtual desarrollado en el software Unity, versión 2020.3.29f1. El videojuego se presentó en la pantalla de una computadora, lo cual les permitió comprender el funcionamiento del andador y aprender tareas como giros de derecha a izquierda y de izquierda a derecha. Una vez finalizada esta fase, los participantes fueron sumergidos en una escena de realidad virtual similar al videojuego, utilizando las gafas Oculus Quest 2. Para evitar posibles influencias en el orden de la ejecución del experimento, cada experimento constó de 2 etapas, donde el 50 % de los sujetos trabajó inicialmente en el Experimento 1 y el 50 % restante en el Experimento 2. Luego, el orden de los experimentos se invirtió, de modo que todos los sujetos participaron en los 2 experimentos. En la etapa de familiarización, inicialmente durante el Experimento 1, el sujeto dirige el andador a través de un mapa virtual que contiene 12 obstáculos ubicados estratégicamente (ver figura 1).

Figura 1: Andador inteligente UFES vWalker y modelos de proyección de imágenes utilizados. Experimento 1 = Pantalla del computador. Experimento 2 = Óculos Quest 2.



En el Experimento 2, se utiliza el mismo mapa con el propósito de no alterar las condiciones del experimento; sin embargo, los estímulos visuales son proyectados mediante los Oculus Quest 2. Se utilizó una máquina virtual con el sistema operativo Robot Operating System (ROS) basados en Linux para ejecutar el control de admisión del “UFES vWalker”. La transmisión de datos entre este sistema y el software Unity se llevó a cabo mediante el modelo de comunicación de WebSockets, evitando latencias en la respuesta y garantizando una mayor inmersión durante los experimentos [5]. Las pruebas se llevaron a cabo en un laboratorio sin obstáculos físicos. La superficie del suelo no presentaba inclinaciones que dificulten la movilidad del sujeto. El ruido de fondo se controló para no superar los 40 dB.

2.3 Evaluación del sistema

Se emplearon medidas relacionadas con las sensaciones de placer, autoeficacia, adherencia a la actividad y usabilidad del sistema. Para validar las sensaciones de placer se utilizó el modelo Physical Activity Enjoyment Scale (PACES), con una propuesta de 8 ítems. Cada sujeto asignaba una puntuación del 1 al 7. Los valores más cercanos a 1 y 7 indican que la actividad fue menos o más placentera, respectivamente. Dos ítems fueron formulados de manera inversa. Sin embargo, la suma de todos los ítems conforma una medida unidimensional del disfrute, y los valores más altos reflejan mayores niveles de satisfacción [2]. La escala de autoeficacia se aplicó para inferir el nivel de confianza que percibió el participante en cada experimento. Cada sujeto responde en una escala del 0 al 100 % (donde 0 % = significa “nada seguro”, 50 % = significa “moderadamente seguro” y 100 % = significa “totalmente seguro”). La escala de adherencia se implementó para investigar la posibilidad de que los participantes tuvieran la intención de repetir en el futuro alguna sesión de ejercicios según lo propuesto en el experimento. Cada sujeto respondió en una escala del 0 al 100 % (0 % = “sin intención”, 50 % = “intención moderada” y 100 % = “intención fuerte”). Finalmente, el método de evaluación de la usabilidad de los sistemas, considerando la eficacia, eficiencia y satisfacción relacionada con el uso del equipo en los Experimentos 1 y 2, fue el System Usability Scale (SUS) [8]. Según este modelo, un resultado por debajo de 68 puntos en el índice SUS indica que hay varios aspectos a corregir y el sistema no es considerado aceptable [8, 10].

2.4 Resultados

Se establecieron valores medios (\pm desviación estándar) para las siguientes variables: autoeficacia (Experimento 1 y Experimento 2 = 90 ± 21) %, adherencia (Experimento 1 = 95 ± 16 - Experimento 2 = 100 ± 0) %, PACES (Experimento 1 = $90,89 \pm 10,39$ - Experimento 2 = $98,03 \pm 2,59$) %, SUS (Experimento 1 = $88,5 \pm 9,06$ - Experimento 2 = $90,25 \pm 9,61$), tiempo (Experimento 1 = $168,18 \pm 20,80$ - Experimento 2 = $152,16 \pm 12,11$) segundos y objetos golpeados (Experimento 1 = $14,17 \pm 11,82$ - Experimento 2 = $6,67 \pm 12,91$). Posteriormente se llevó a cabo el análisis estadístico utilizando el software MATLAB. El test de Shapiro-Wilk y Levene demostraron que los datos presentan una distribución normal y una varianza homogénea, respectivamente. Se aplicó el test paramétrico t-Student para muestras independientes con un nivel de significancia del 5 %. No se observaron diferencias significativas entre los dos experimentos para las variables de autoeficacia, adherencia, SUS y número de choques ($p = 1,0$, $p = 0,33$, $p = 0,64$ y $p = 0,19$, respectivamente). Sin embargo, en el Experimento 2 se observaron valores estadísticamente superiores para PACES y tiempo ($p = 0,04$).

2.5 Discusión

El objetivo de este estudio fue validar la interacción humano-máquina mediante la asociación de un andador robótico (UFES vWalker) y un videojuego en primera persona. Los resultados de este estudio demostraron que durante el uso del UFES vWalker, tanto con la pantalla como con la tecnología de RV, se lograron valores satisfactorios de autoeficacia, adherencia y SUS. Sin embargo, el uso de RV llevó a los participantes a experimentar valores mayores en PACES en un (7,28 %) en comparación con el uso de la pantalla. Además, los participantes lograron completar la tarea en un tiempo menor al utilizar el sistema de RV. De acuerdo con la OMS, se espera que el número de personas que requieran productos de asistencia alcance los 3.5 billones para 2050 [7]. De manera similar, productos como los andadores tradicionales pueden tener baja adherencia debido al riesgo de caídas y a dificultades para sortear obstáculos [1]. En este contexto, el andador UFES vWalker utilizado en este

estudio ofrece una ventaja, ya que el sistema es seguro y permite a los participantes evitar la mayoría de los obstáculos en el videojuego (85,83 %). Sin embargo, cuando estos dispositivos se usan en rehabilitación física, los participantes deben tener participación activa, evitando que el dispositivo haga todo el trabajo. Por lo tanto, este estudio demuestra que la realidad virtual (RV) puede asociarse con el andador UFES vWalker para mejorar la experiencia de los participantes, ya que en el Experimento 2 expresaron mayor placer en comparación con el Experimento 1. El presente estudio demostró que al asociar el uso de la Realidad Virtual (RV) al sistema UFES vWalker, los participantes fueron más eficientes en el experimento, ya que su tiempo medio de recorrido fue menor en un 9,52 % en el experimento 2 en comparación con el experimento 1. Esto se fundamenta en que los participantes se sumergen en el sistema de RV, lo que resulta en una mayor interacción humano-máquina y elimina factores externos como sensaciones de velocidad, posición e incluso el tiempo [3]. Por lo tanto, este proyecto aporta a la ciencia un modelo de estudio comparativo entre sistemas de proyección de imágenes, permitiendo superar limitaciones como el aburrimiento y la fatiga presentes en las sesiones de rehabilitación tradicionales, las cuales han sido cuestionadas en la literatura [12]. Es importante destacar que, para garantizar la seguridad de los participantes, se seleccionaron personas saludables como sujetos para este estudio. Por lo tanto, sería interesante en futuras investigaciones, explorar la utilidad de la Realidad Virtual (RV) con el andador UFES vWalker en poblaciones diversas, incluyendo personas con diversidad funcional. Además de personalizar la experiencia de RV, comparar interfaces de interacción, medir parámetros físicos, evaluar el efecto a largo plazo, integrar el sistema en terapias y adaptarlo a contextos de rehabilitación. Estas áreas de estudio pueden mejorar la eficacia y la inclusión de esta tecnología en la interacción humano-máquina y la rehabilitación.

3. Conclusión

Este documento es el resultado de una ardua investigación de videojuegos serios, análisis del movimiento humano y fisioterapia, obteniendo el diseño de un modelo de videojuego con sistemas de proyección de imágenes por medio de una pantalla o RV para el dispositivo UFES vWalker. En conclusión, el presente estudio demuestra que la RV puede ser asociada al andador para mejorar la sensación de placer y ejecución de tareas. Como aplicación práctica, el uso de RV asociada al andador UFES vWalker puede ser una herramienta alternativa, menos monótona y con mayor probabilidad de involucramiento de los programas de rehabilitación realizados por el personal de salud o especialistas. Análogamente, el uso de estas herramientas permitirán que las personas con diversidad funcional consigan mejorar sus sensaciones y aumente su intensidad de participación en cada sesión.

4. Agradecimientos

Los autores desean reconocer el financiamiento recibido de las agencias brasileñas FAPES (2021-V4 J3L, 2022-D48XB y (2022-C5K3H) CNPq (304049/2019-0 403753/2021-0) que dan soporte a esta investigación.

5. Referências

- [1] Kim Bertrand, Marie-Hélène Raymond, William C Miller, Kathleen A Martin Ginis, and Louise Demers. Walking aids for enabling activity and participation: a systematic review. *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation*, 96(12):894–903, 2017.

- [2] Chaowanan Khundam and Frédéric Noël. A study of physical fitness and enjoyment on virtual running for exergames. *International Journal of Computer Games Technology*, 2021:1–16, 2021.
- [3] Won-Seok Kim, Sungmin Cho, Jeonghun Ku, Yuhee Kim, Kiwon Lee, Han-Jeong Hwang, and Nam-Jong Paik. Clinical application of virtual reality for upper limb motor rehabilitation in stroke: review of technologies and clinical evidence. *Journal of clinical medicine*, 9(10):3369, 2020.
- [4] Magdalena Kowal, Eoin Conroy, Niall Ramsbottom, Tim Smithies, Adam Toth, Mark Campbell, et al. Gaming your mental health: a narrative review on mitigating symptoms of depression and anxiety using commercial video games. *JMIR Serious Games*, 9(2):e26575, 2021.
- [5] Ricardo Mello, Mario Jimenez, Franco Souza, Moises RN Ribeiro, and Anselmo Frizzera-Neto. Towards a new generation of smart devices for mobility assistance: Cloudwalker, a cloud-enabled cyber-physical system. In *2018 7th IEEE International Conference on Biomedical Robotics and Biomechanics (Biorob)*, pages 439–444. IEEE, 2018.
- [6] Omar Mubin, Fady Alnajjar, Abdullah Al Mahmud, Nalini Jishtu, and Belal Alsinglawi. Exploring serious games for stroke rehabilitation: a scoping review. *Disability and Rehabilitation: Assistive Technology*, 17(2):159–165, 2022.
- [7] World Health Organization et al. Global report on assistive technology. 2022.
- [8] Vera Z Pérez, Juan C Yepes, John F Vargas, Juan C Franco, Natalia I Escobar, Leonardo Betancur, Juanita Sánchez, and Manuel J Betancur. Virtual reality game for physical and emotional rehabilitation of landmine victims. *Sensors*, 22(15):5602, 2022.
- [9] Octavian Postolache, D Jude Hemanth, Ricardo Alexandre, Deepak Gupta, Oana Geman, and Ashish Khanna. Remote monitoring of physical rehabilitation of stroke patients using iot and virtual reality. *IEEE Journal on Selected Areas in Communications*, 39(2):562–573, 2020.
- [10] Ana Rojo, Arantxa Castrillo, Cristina López, Luis Perea, Fady Alnajjar, Juan C Moreno, and Rafael Raya. Pedaleovr: Usability study of a virtual reality application for cycling exercise in patients with lower limb disorders and elderly people. *Plos one*, 18(2):e0280743, 2023.
- [11] Ryuichi Sawa, Masakazu Saitoh, Tomoyuki Morisawa, Tetsuya Takahashi, Yuh Morimoto, Nobuyuki Kagiya, Takatoshi Kasai, Birthe Dinesen, Hiroyuki Daida, et al. The potential application of commercially available active video games to cardiac rehabilitation: Scoping review. *JMIR serious games*, 10(1):e31974, 2022.
- [12] Leila Shahmoradi, Fatemeh Mohammadian, and Meysam Rahmani Katigari. A systematic review on serious games in attention rehabilitation and their effects. *Behavioural neurology*, 2022, 2022.
- [13] Catarina Vieira, Carla Ferreira da Silva Pais-Vieira, João Novais, André Perrotta, et al. Serious game design and clinical improvement in physical rehabilitation: systematic review. *JMIR Serious Games*, 9(3):e20066, 2021.

DEVELOPMENT OF A SENSING PRESSURE MAT APPLIED TO A SERIOUS GAME DEVELOPED FOR PLANTAR IMBALANCES THERAPIES IN CHILDREN USING THE SOCIAL ROBOT MARIA T21

João Antonio Campos Panceri

Federal University of Espirito Santo, Brazil, joaoacpanceri@gmail.com

Éberte Valter da Silva Freitas

Federal University of Espirito Santo, Brazil, ebertefreitas@hotmail.com

Sheila da Luz Schreider

Federal University of Espirito Santo, Brazil, sheiladaluz@gmail.com

Eliete Maria de Oliveira Caldeira

Federal University of Espirito Santo, Brazil, eliete.caldeira@ufes.br

Teodiano Freire Bastos Filho

Federal University of Espirito Santo, Brazil, teodiano@gmail.com

Abstract: *This article refers to the development of an instrumented mat together with the proposal of a Serious Game (SG) for application in robot-assisted therapies for children with Autism Spectrum Disorder (ASD) and Down Syndrome (DS). The robot used is MARIA T21, an acronym for Mobile Autonomous Robot for Interaction with Autistics and Trisomy 21. This robot is capable of interacting with children through Serious Games, seeking to apply traditional therapies in a more playful way. The proposed game is called Hungry Bird and was designed to monitor and develop plantar pressure rebalancing in children with some motor deficit.*

In this game, the child must control the bird's flight in search of fruit, based on the pressure pattern captured by the mat. The Dynamic Difficulty Adjustment (DDA) is able to adapt the game to stimulate movements that enhance this motor development.

Keywords *Social Robotic, Serious Game, Plantar Pressure, Velostat Film*

1. Introduction

Feet exert a great influence on our posture. When an unbalanced step occurs, this can reflect negatively on various parts of the body. The spine is the most affected region, causing pain. In addition, this imbalance can lead to pain in hips, ankles, and knees, which can lead to injuries [6]. This scenario is common in children with Autism Spectrum Disorder (ASD) and Down Syndrome (DS), but it is more prevalent in children with DS, which in many cases presents a delay in psychomotor development, caused by muscle hypotonia, characteristic of DS children [2, 1].

Plantar Pressure Analysis is the area that studies the influence of the feet on body posture, seeking to analyze how each person steps and find the imbalances that lead to this health problem. [10] To start the treatment, the patient undergoes a postural examination, performed with the aid of a platform instrumented by several pressure sensors. This examination is called computerized baro-podometry.

In general, research suggests that Serious Game (SGs) can be a valuable tool in the therapy of children. Although further research is needed to fully evaluate the effectiveness of these therapeutic

games, they are promising as a complementary tool in the therapy [8, 9].

Many of the traditional interventions can have a monotonous character for children. Generating little or no interest for them, and may minimize the expected development. In this way, using the MARIA T21[5] robotic platform, especially its ability to apply SG with a therapeutic objective, a ludic therapeutic intervention instrument is promoted. Through the voice, emotions, sensors and projection systems, the child submitted to this type of intervention with the MARIA T21 robot, presents a great engagement, thus enhancing the therapy's results.

Therefore, the MARIA T21 robotic platform has the potential to apply podoposturology concepts, with the possibility of achieving better results compared to conventional treatments. So, this article proposes a SG called Hungry Bird, which can be applied by the MARIA T21 robot, together with a low-cost pressure-sensitive mat, capable of capturing the pressure exerted by the child's feet.

1.1 Development

1.1.1 Sensing Pressure Mat

The mat was developed using a material known as Velostat. This material has the ability to change its electrical conductance when placed under pressure [5]. A Figure 1 shows the basic concept of an electrical circuit, known as voltage divider, capable of transforming the variation of pressure applied on the material in proportional electrical voltage. This electrical information can be read and processed by a microcontroller in order to provide real pressure information.

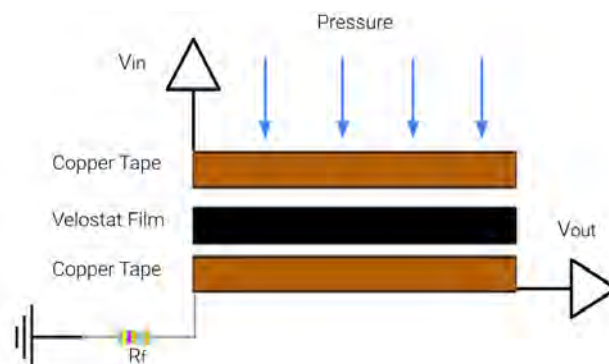


Figure 1

In Figure 1 it is possible to observe two copper conductors separated by the Velostat. This configuration is equivalent to two wires separated by a resistor, which is a variable resistor. In sequence there is also a resistor with a fixed value in series. Subjecting this circuit to an electrical potential difference of 3.3 volts, a voltage proportional to the pressure is found between the Velostat and the fixed resistor. Considering a measurement range between 15 Kg and 60 Kg, similar to a child's weight, the output voltage ratio can be expressed by means of the Equation 1. Being V_{out} the output voltage, V_{in} the input voltage (3.3 Volts), R_f the value of the fixed resistor expressed in Ohms, ρ the exerted pressure on the material and K a constant that converts pressure information into resistance. From test weights for calibration, it is possible to find the relationship $\frac{K}{\rho}$ empirically, calibrating the system.

$$V_{out} = V_{in} * \frac{R_f}{R_f + \frac{K}{\rho}} \quad (1)$$

According to Figure 1, the mat is assembled using a sheet of normal paper with copper strips arranged vertically, and another sheet with strips arranged horizontally, separated by a Velostat film.

The figure 2 also presents a very important concept for the mat's operation. In red, it can be seen that when we select a strip vertically and another horizontally, we get an intersection, which corresponds to a pressure point that can be read independently.

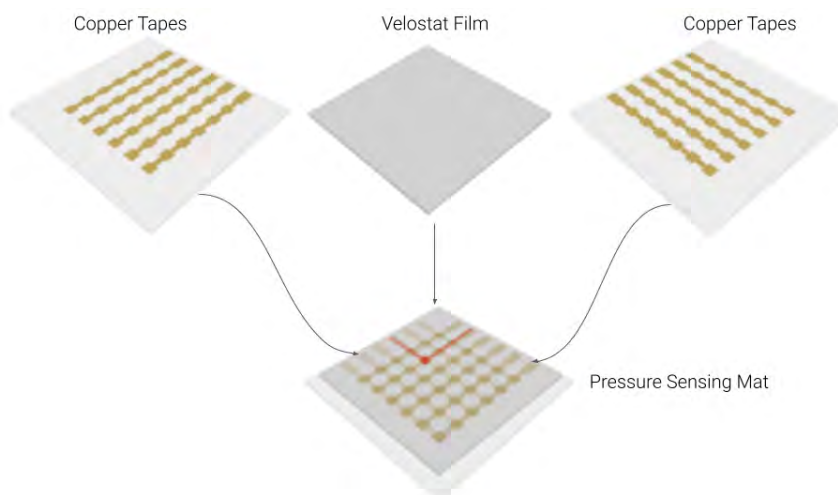


Figure 2: Mat assembly diagram.

The circuit for scanning all possibilities of intersections was based on 2 CD74HC4067 16-channel multiplexers, thus 16 copper tapes were used on each paper sheet, totaling 256 reading points. The Figure 3 shows a wiring diagram of the components involved in processing the mat data. It can be seen that the mat's conversion of voltage signals from analog to digital is performed by Espressif's ESP32 microcontroller, via an I2C bus. The digitized information is then sent via Bluetooth to a computer that will transform the information from each point on the mat into pressure information, also carrying out filtering and interpolation processes. This information can be seen visually through a heat map. Through Pseudocode 1 it is possible to generally understand how the microcontroller scans the 256 pressure points on the mat.

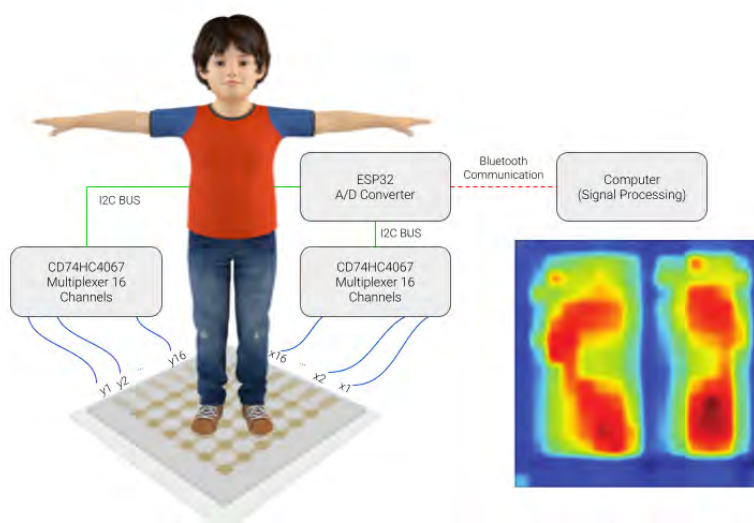


Figure 3: Mat system component's diagram.

Algorithm 1 Mat Reading Routine

```

while true do
  for (x = 0; x < 16; x++) do
    Multiplexer_1(x, HIGH)
    for (y = 0; y < 16; y++) do
      Multiplexer_2(y)
      Value = AD_Converter()
      Bluetooth(x, y, Value)
    end for
    Multiplexer_1(x, LOW)
  end for
end while

```

▷ Copper route sweep
 ▷ Set y copper tape to high 3.3V
 ▷ Connect x copper tape to ESP32 A/D pin
 ▷ Read x copper tape voltage value
 ▷ Send x, y position and voltage value to server
 ▷ Set y copper tape to low 0.0V

1.2 Conceptual Design

The environment played out for the game was Unity 3D, which is a graphics engine widely used for developing games, interactive applications and experiences in virtual and augmented reality. With a large developer community, Unity 3D offers a variety of features such as asset libraries, modeling and animation tools, support for multiple programming languages, and integration with other popular tools [3].

SG Hungry Bird was designed so that the child would be able to control the bird's flight through an environment in order to capture fruit for its young, Figure 4. From the data obtained by the mat, it is possible to use the pressure pattern exerted by the child's feet to control the direction of the bird. Where, an imbalance of one foot in relation to the other, commands the horizontal flight. As for the upward and downward movements, they are controlled by the pressure difference between the tip of the foot and the heel.



Figure 4: Hungry Bird interface.

As an illustration, Figure 4 shows the execution of a SG similar to the one proposed in this work, which was applied by the robot MARIA T21 with children with ASD and DS. The main difference in relation to Hungry Bird is in the game's control by the child. In it, the commands were carried out by opening the arms and inclining the children's body laterally.

One of the concepts of this SG is the ability to apply the concept of Dynamic Difficulty Adjustment (DDA). DDA is a game design technique that adjusts the game's difficulty in real-time according to the player's skills and performance. DDA is implemented using machine learning algorithms to adjust the game's difficulty and keep the player challenged but not frustrated. The technique is used to enhance the player's experience, keeping them engaged in the game and motivated to keep playing. [7, 4].



Figure 5: Child playing a game similar to the Hungry Bird.

Through dynamic evaluations, this SG is able to change the frequency and position (Right and Left) of the fruits to be captured, with the aim of stimulating plantar rebalancing, stimulating movements contrary to the deficit presented by the child.

2. Results

The data obtained from the mat are classified into four classes (Right, Left, Heel, Toe) as can be seen in Figure 6. In it, the highest pressure points are expressed in shades of red, while the lowest pressure points in green. The results show a clear separation between classes. In this way, the system is able to process the pressure signals obtained by the mat and transform them into commands for the SG.

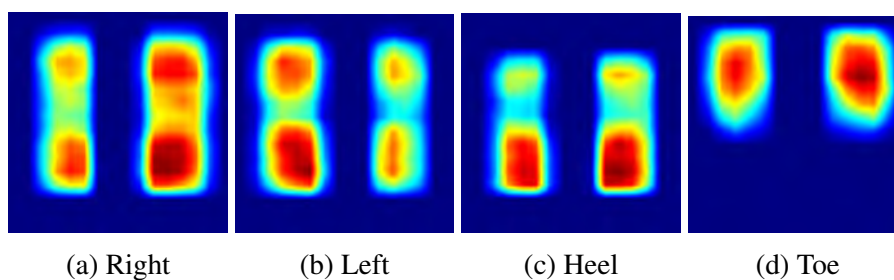


Figure 6: The four pressure distribution pattern.

3. Conclusion

Although the SG Hungry Bird is still under development phase and has not been fully tested with children with ASD and DS, the concepts presented in this article demonstrate the potential of applicability of set made by MARIA T21, mat and the SG Hungry Bird for developing motor skills of children with some plantar balance deficit.

Clinical tests with children, using the mat together with the proposed SG, will still be carried out in the coming months, and with this it will be possible to evaluate the evolution parameters of plantar rebalancing in the participating children. The application of this SG may have a positive effect on the reduction of injury; reducing pain and discomfort; in injury prevention; improving the life's quality and general well-being of these children.

4. Referências

- [1] Yeon Ji Choi, Kyoung Hee Kim, and Yun Hee Kim. *The effects of motor interventions on the motor development of children with down syndrome: a systematic review and meta-analysis*. *Journal of Physical Therapy Science*, 32(6):445–452, 2020.
- [2] Kimberly A Fournier, Chris J Hass, Sagar K Naik, Neha Lodha, and James H Cauraugh. *Motor coordination in autism spectrum disorders: a synthesis and meta-analysis*. *Journal of autism and developmental disorders*, 40:1227–1240, 2010.
- [3] John K Haas. *A history of the unity game engine*. 2014.
- [4] David Kristan, Pedro Bessa, Ricardo Costa, and Carlos Vaz de Carvalho. *Creating competitive opponents for serious games through dynamic difficulty adjustment*. *Information*, 11(3):156, 2020.
- [5] João Antonio Campos Panceri, Éberte Freitas, Josiany Carlos de Souza, Sheila da Luz Schreider, Eliete Caldeira, and Teodiano Freire Bastos Filho. *A new socially assistive robot with integrated serious games for therapies with children with autism spectrum disorder and down syndrome: A pilot study*. *Sensors*, 21(24), 2021.
- [6] Se-Yeon Park and Du-Jin Park. *Comparison of foot structure, function, plantar pressure and balance ability according to the body mass index of young adults*. *Osong Public Health and Research Perspectives*, 10:102 – 107, 2019.
- [7] Johannes Pfau, Jan David Smeddinck, and Rainer Malaka. *Enemy within: Long-term motivation effects of deep player behavior models for dynamic difficulty adjustment*. In *Proceedings of the 2020 CHI Conference on Human Factors in Computing Systems*, pages 1–10, 2020.
- [8] Meihua Qian and Karen R Clark. *Game-based learning and 21st century skills: A review of recent research*. *Computers in human behavior*, 63:50–58, 2016.
- [9] Gabriella Medeiros Silva, Jandirly Julianna de Souza Souto, Thiago P Fernandes, Ivan Bolis, and Natanael A Santos. *Interventions with serious games and entertainment games in autism spectrum disorder: a systematic review*. *Developmental neuropsychology*, 46(7):463–485, 2021.
- [10] Shiyang Yan, Ruoyi Li, B Shi, Ruoli Wang, and Luming Yang. *Mixed factors affecting plantar pressures and center of pressure in obese children: Obesity and flatfoot*. *Gait & posture*, 80:7–13, 2020.

CONTROLE DE DISPOSITIVOS HID VIA WEB API

Amos Rodrigues Martins Junior¹, Percy Nohama²

¹ Pontifícia Universidade Católica do Paraná, Brasil, juniorschen@hotmail.com

² Pontifícia Universidade Católica do Paraná, Brasil, percy.nohama@pucpr.br

Resumo: Pessoas com deficiências motoras fazem uso de dispositivos incomuns para utilização de computadores. Os convencionais como *mouse devices* e teclados nem sempre são os mais adequados dependendo do tipo de deficiência. O objetivo deste trabalho foi avaliar como *sites* podem fornecer recursos de acessibilidade para o uso de dispositivos incomuns. Utilizando a linguagem de programação Javascript como fonte principal ao desenvolvimento, foi possível portar dispositivos deste grupo. A partir dos resultados, concluiu-se que *sites* podem ser modelados para portar dispositivos incomuns fornecendo acessibilidade para pessoas com algum tipo de deficiência motora.

Palavras-chave: *Deficiências Motoras, Javascript, Dispositivos Incomuns.*

Abstract: People with motor disabilities make use of unusual devices for using computers. Conventional ones such as mouse devices and keyboards are not always the most suitable depending on the type of disability. The goal of this work was to evaluate how websites can provide accessibility features for the use of unusual devices. Using a Javascript programming language as the main source for development, it was possible to port devices from this group. From the results, it was concluded that sites can be modeled to carry unusual devices providing accessibility for people with some type of motor disability.

Keywords: *Motor Disabilities, Javascript, Unusual Devices.*

1. Introdução

Pessoas com deficiências motoras encontram diferentes barreiras para utilização da internet. Alguns recursos de acessibilidade normalmente estão disponíveis em nível de sistema operacional do dispositivo; contudo, efetivamente cada pessoa é um caso diferente e os recursos acabam sendo genéricos e forçando o usuário a se adaptar. A tecnologia assistiva

deve ser personalizada pois, por mais que possam ter a mesma afecção ou deficiência, continuam a ser pessoas diferentes com desejos e preferências específicas, sendo um dos paradigmas citados na literatura [3].

Dispositivos convencionais como *mouse devices* e teclados nem sempre são os mais indicados para utilização em aplicações web para pessoas deste grupo. Comumente, elas acabam buscando dispositivos substitutivos aos tradicionais, variando entre dispositivos que têm o mesmo propósito ou os emulam; ou são incomuns, que não se caracterizam como *mouse* ou teclado, sendo eles *joysticks*, acionadores, teclados matriciais, controladores de *videogame* e dispositivos com entradas/saídas seriais, conforme apontado nas pesquisas referentes aos computadores DARCI TOO, como dispositivos de entrada para pessoas com deficiências motoras [4]. Os incomuns normalmente são os mais utilizados conforme o grau de deficiência motora da pessoa, para utilização deles é necessário o suporte e mapeamento dos comandos desses dispositivos para função que um *mouse* ou teclado executaria, essa portabilidade normalmente é fornecida por *softwares* terceiros, dificultando a utilização do usuário por instalações confusas e suporte limitado.

O objetivo deste trabalho foi avaliar como *sites* podem fornecer recursos de acessibilidade aos usuários que necessitam da utilização de dispositivos incomuns a partir das funcionalidades da linguagem de programação Javascript que, conforme citado em pesquisas recentes, corresponde à linguagem mais comumente usada em 69,7% dos desenvolvimentos web [1]. Apresenta-se a utilização de um controle modelo Joycon, utilizado por apresentar tanto *joystick* como uso por modo de detecção de movimento, possível devido à presença de giroscópio e acelerômetro, características encontradas em alguns dispositivos utilizados por pessoas com deficiência motora.

2. Desenvolvimento

Primeiramente, uma aplicação Web foi criada utilizando a linguagem de programação Javascript, na qual, por meio de uma tela principal, era possível controlar um elemento em tela retangular. Este elemento movia-se conforme o movimento do analógico ou controle sensorial de um *joystick* Joycon, utilizado devido às suas características comuns a dispositivos normalmente utilizados por pessoas com deficiência motora. Para configurar este dispositivo,

foi desenvolvida uma tela auxiliar, onde eram listados os dispositivos incomuns que, em ambiente Web, se caracteriza por todo dispositivo que não é reconhecido nativamente como *mouse* ou teclado.

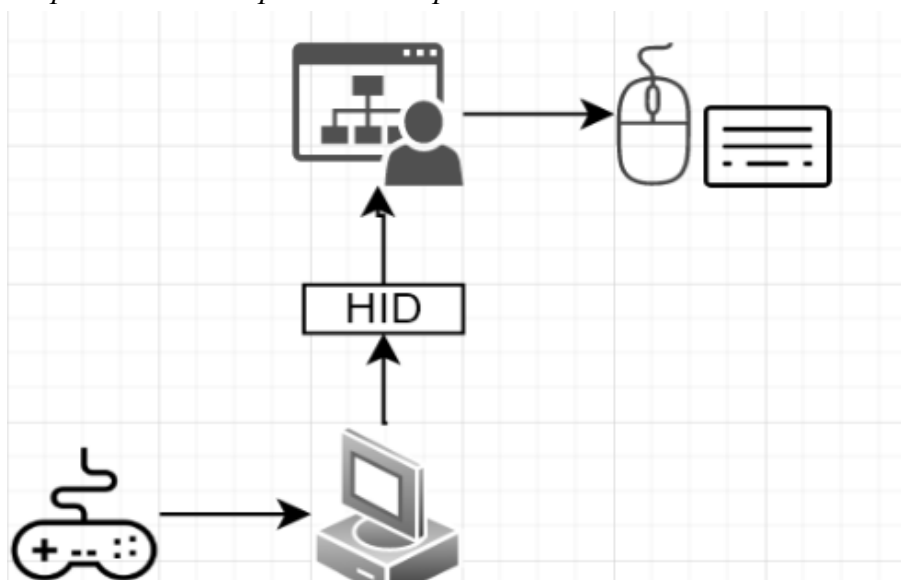
A portabilidade foi realizada onde, a partir dos dados de entrada enviados pelo dispositivo, foi realizado seu mapeamento para que fosse possível imitar os movimentos de *mouse* e interagir com os elementos da tela principal.

2.3 Métodos

A API HID foi utilizada para a conexão do dispositivo incomum. Esta permite que, após autorizado pelo usuário, sejam coletados dados desses dispositivos conectados via Bluetooth ou USB. Neste trabalho, os dados foram captados e mapeados para comandos que simulam a utilização do *mouse* ou teclado. Na Figura 1, ilustra-se o diagrama da estrutura proposta para utilização de dispositivos incomuns em *sites web*.

Figura 1-

Diagrama de mapeamento de dispositivo HID para mouse ou controle



Nota. Fonte: Autor.

Com relação aos métodos de mapeamento para *mouse*, foi realizado utilizando a conversão dos dados dos dispositivos para dois eixos (xy).

É importante ressaltar que o próprio ponteiro do *mouse* não pode receber eventos

programaticamente dos *browsers* por questões de segurança. A possível limitação seria que o *mouse* pode interagir com os elementos de tela por meio do evento de *click*; porém, neste trabalho propõe-se um algoritmo de colisão entre os elementos em que este evento pode ser compensado de forma programática.

Com relação aos métodos de mapeamento para teclado, utilizou-se a conversão dos dados dos dispositivos para corresponder a alguma tecla específica do teclado.

O dispositivo incomum utilizado foi conectado via Bluetooth. Na Figura 2, ilustra-se o Joycon.

Figura 2-

Dispositivo HID utilizado



Nota. Fonte: Autor.

Os testes realizados relacionados à conexão HID buscaram validar os tipos de dados recebidos, onde, efetivamente, o *joystick* foi desligado e ligado por diversas vezes, e também foi utilizado tanto em computador de mesa assim como *notebook* a partir da sua conexão Bluetooth. Era esperado que independentemente da situação, os dados enviados se mantivessem no padrão observado em todos os cenários, garantindo que o algoritmo sempre conseguisse entender corretamente qual funcionalidade do controle estava sendo executada, e também como esses comandos eram mapeados para simular um teclado ou *mouse*.

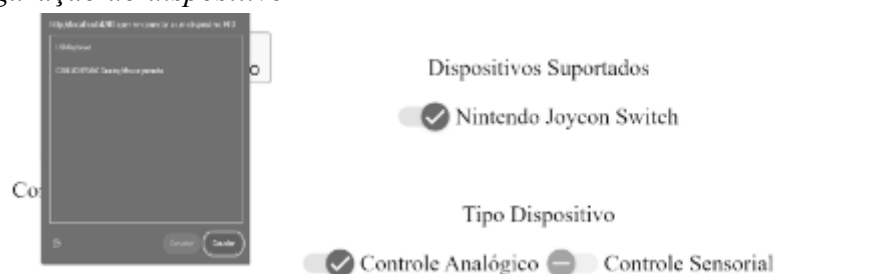
Com relação à utilização do controle por um *mouse*/teclado, foi validada pelos autores do trabalho a utilização e a suavidade no movimento comparado a um dispositivo real, não trazendo nenhuma utilização de usuário com deficiência motora, visto que uma real validação dependerá da aplicação, limitação motora e dispositivo incomum sendo utilizado, que não é o objetivo deste trabalho, e sim como é possível conectar, coletar e mapear os dados desse grupo de dispositivos.

2.4 Resultados

Foi possível estabelecer a conexão com o dispositivo HID Joycon, sendo necessária a confirmação da permissão do determinado dispositivo pelo usuário. Conforme ilustrado na Figura 3, pode-se observar a tela criada para configurar o dispositivo abrangido neste projeto, sendo o Joycon com seus dois modos de uso.

Figura 3-

Tela de configuração do dispositivo HID



Nota. Fonte: Autor.

Na Tela Principal intitulada “Demo”, simulou-se o controle de *mouse*, representado por um elemento retangular em tela, conforme ilustrado na Figura 4. Este elemento recebe eventos dos dispositivos, sendo posicionado de forma equivalente nos determinados eixos (x e y). Ao clicar nos botões “cima” e “direita” do *joystick* permite a digitação de letras de forma incremental, sendo estas demonstradas no campo de digitação também ilustrado na Figura 4.

Figura 4-

Tela de demonstração das funcionalidades



Nota. Fonte: Autor.

Com relação à coerência dos dados, como esperado, em nenhum momento estes variaram,

mesmo quando modificadas as funcionalidades do controle disponíveis por meio de comandos de terminal Bluetooth, ou utilização em diferentes dispositivos.

Aos testes de usabilidade e suavidade, a utilização do modo de controle analógico pode simular perfeitamente a utilização de um *mouse*, onde torna-se necessário apenas definir, de forma assertiva, via programação, a velocidade de controle do elemento retangular da tela. Com relação ao controle sensorial, relaciona-se totalmente ao cenário em que seja utilizado; contudo, é possível obter um controle satisfatório assim como o analógico. O código fonte desenvolvido neste projeto está disponível em repositório de código aberto denominado `HID_ANGULAR_CONTROL`.

2.5 Discussão

Pode-se perceber que ao utilizar os recursos da API HID consegue-se utilizar qualquer tipo de dispositivo conectado via USB ou Bluetooth; porém, dispositivos com entradas “não convencionais” não poderiam ser mapeados utilizando-a. Este ponto indica que ainda existem recursos a serem disponibilizados para que criadores de aplicações Web possam fornecer os melhores recursos de acessibilidade.

Outro ponto relevante seria a necessidade de uma pré-configuração dos dispositivos incomuns, onde uma pessoa com certo grau de deficiência motora que não consiga utilizar minimamente um *mouse* ou teclado necessitaria de ajuda.

Com relação aos resultados apresentados utilizando o Joycon, demonstram o que pode ser um novo componente para acessibilidade em *sites*, visto que os padrões bem definidos aos programadores hoje se referem a como estes devem exibir seus conteúdos para os possíveis diferentes controladores que um usuário venha a utilizar, e não efetivamente em como pode ser provido em nível nativo o uso desses dispositivos, conforme preconizado pela Web Accessibility Initiative (WAI) [5].

3. Conclusões

Constatou-se que a partir de recursos nativos da linguagem de programação Javascript torna-se possível realizar o mapeamento dos dados de um dispositivo incomum para que seja possível controlar um *site* sem que seja necessária a utilização de *softwares* terceiros.

O conteúdo apresentado aqui representa uma maneira que pode ser utilizada para inclusão de pessoas com deficiências motoras que necessitam de algum dispositivo de entrada incomum, correspondendo à inclusão digital e, conseqüentemente, social. As melhorias em práticas de lazer utilizando a internet, assim como em trabalho *online* e nos estudos, pode proporcionar acessibilidade, satisfação e usabilidade.

4. Referências

- [1] UC BERKLEY EXTENSION. **11 Most In-Demand Programming Languages**. [S.I.] 2023. Disponível em < <https://bootcamp.berkeley.edu/blog/most-in-demand-programming-languages/> >. Acesso em: 13 maio. 2023.
- [2] DE VOORHOEDE. **Navigating the web with a gamepad**. Amsterdam, janeiro de 2020. Disponível em <<https://www.voorhoede.nl/en/blog/navigating-the-web-with-a-gamepad/>>. Acesso em: 13 maio. 2023.
- [3] WESSELS, R., DIJCKS, B., SOEDE, M., GELDERBLOM, G J. and De WITTE, L. **Non-use of provided assistive technology devices: A literature overview**. Technol. & Disabli., Vol 15, 2003, 231-238.
- [4] LYNDY J.S. **DARCI TOO-a computer input device for people with disabilities**. IEEE, Proceedings of the Johns Hopkins National Search for Computing Applications to Assist Persons with Disabilities, 2002, 493-493.
- [5] ZAHRA, S. **Accessibility Principles**. Developed by the Education and Outreach Working Group (EOWG), maio de 2019, 1-1. Disponível em <<https://www.w3.org/WAI/fundamentals/accessibility-principles/>>. Acesso em: 13 maio. 2023.

VALIDATION OF ROBOTIC EXOSKELETON-ASSISTED GAIT ASSESSMENT USING INERTIAL MEASUREMENT UNITS

Laura Blanco Coloma¹, Ángel Gil Agudo^{1,2}, Isabel Sinovas-Alonso¹, José M. Azorín³, Juan C. Moreno^{2,4}, Diana Herrera-Valenzuela¹

¹Unidad de Biomecánica y Ayudas Técnicas del Hospital Nacional de Paraplégicos (Toledo), SESCAM, España

²Unidad de Neurorrehabilitación, Biomecánica y Función Sensitivo-Motora (HNP-SESCAM), Unidad Asociada de I+D+I al CSIC, España

³Brain-Interface Systems Lab, Universidad Miguel Hernández de Elche, España

⁴Grupo de Neuro-rehabilitación, Instituto Cajal, CSIC, España

lbcoloma@externas.sescam.jccm.es, amgila@sescam.jccm.es, msinovas@sescam.jccm.es, jm.azorin@umh.es, jc.moreno@csic.es, ds.herrera.2020@alumnos.urjc.es

Abstract: To analyze the effect of robotic-aided gait rehabilitation controlled with brain-machine interfaces, it is necessary to ensure a strategy to assess gait biomechanics recording data that is not disturbed by the rehabilitation technologies. To this end, a protocol to measure the kinematics of the lower extremities based on Inertial Measurement Units (IMUs) is developed. The validation of the protocol is performed in one healthy subject in two steps: 1) exploring the different configurations offered by the IMUs to record gait data, 2) validation of IMUs with VICON through synchronously walking records (Condition 1) and exoskeleton-assisted walking (Condition 2). The within-day multiple correlation coefficient (CMC_w) from Kadaba and its reformulation, the inter-protocol CMC (CMC_p), are used respectively to assess the waveform similarity of the lower limb joint angles, removing the between-gait-cycle variability. During the walking test (Part 2, Condition 1) the CMC_p shows that gait kinematics measured by both systems for both limbs are equivalent, demonstrating IMUs accuracy, for the hip and the knee flexion/extension ($CMC_p = 1$). In addition, the technological error and the differences between the biomechanical models are also determined.

Key words: gait analysis, human kinematics, IMUs, coefficient of multiple correlation.

1. Introduction

Biomechanics is considered an essential tool to assess gait during rehabilitation therapies in spinal cord injury (SCI). However, in complex rehabilitation therapies that combine several systems, evaluating the biomechanical outcomes becomes a challenge. ReGAIT* suggests a new approach to enhance neuroplasticity changes during locomotion rehabilitation in patients with incomplete thoracic SCI by combining motorized lower limb exoskeletons controlled by neural-machine interfaces (NMIs) and transcutaneous spinal cord stimulation (tSCS) strategies.

*National project entitled ReGAIT: A new rehabilitation approach of locomotion for incomplete spinal cord injury patients by integrating neural interfaces, lower-limb powered robotic systems and transcutaneous spinal current stimulation strategies (PID2021-124111OB-C31 funded by MCIN/AEI/ 10.13039/501100011033 and by “ERDF A way of making Europe”).

There are multiple devices that allow assessing biomechanics such as optoelectronic systems based on 3D photogrammetry and IMUs to evaluate kinematics, or force platforms in the case of kinetic analysis. Currently, photogrammetry systems, are the most widely used for in-depth analysis of gait kinematics due to their high accuracy. However, in this case, due to the numerous obstacles that will appear between the patient and the cameras (exoskeleton, auxiliary trolley behind the patient to transport the material needed for NMI and tSCS and physiotherapist holding the exoskeleton from behind), optoelectronic devices are not an option due to occlusion. Therefore, as an alternative, TechMCS IMUs (Technaid SL, Spain), are used to evaluate gait kinematics. Even so, it is important to guarantee an optimal registration model and the reliability of the measurement technology, so that the conclusions derived from the effects of using the technologies are valid. Likewise, from the experience of the National Hospital for Paraplegics, we propose feasible strategies to evaluate gait biomechanics in real-life scenarios where complex systems are combined and meant to be used with patients, so that they are both time and resource effective.

For all these reasons, this study presents a validation protocol designed to evaluate the accuracy and reliability of gait kinematic assessment with IMUs consisting of two parts: 1) exploring the different configurations offered by the IMUs to record gait data, and 2) validation of IMUs with VICON through synchronously walking records and exoskeleton-assisted walking.

2. Development

The study of gait kinematics involves a 3D analysis of hip, knee, and ankle movement. However, in rehabilitation processes with lower limb exoskeletons, the analysis focuses on the sagittal plane, as this is the only one in which the exoskeleton acts, the others being limited. Consequently, in this validation, despite having studied joint movements in all planes, only the data obtained for the sagittal plane are decisive. The exoskeleton used is Exo-H3 from Technaid. These tests have been performed on a healthy 27-year-old female, with a height of 160 cm and a weight of 63 kg.

2.3 Method

Part I. Exploring the different configurations offered by the IMUs

Data acquisition

The objective of this step is to reach the optimal configuration of the IMUs, for this purpose it is studied whether the number of sensors and the orientation of the axes affect the measurement. Based on the literature reviewed about registration with IMUs, many of the models used consist of at least 7 IMUs: three for each leg and one in the lumbar region that acts as a reference for calibration [1][2][3]. However, according to the models suggested by the Technaid guide, 8 IMUs are used, the

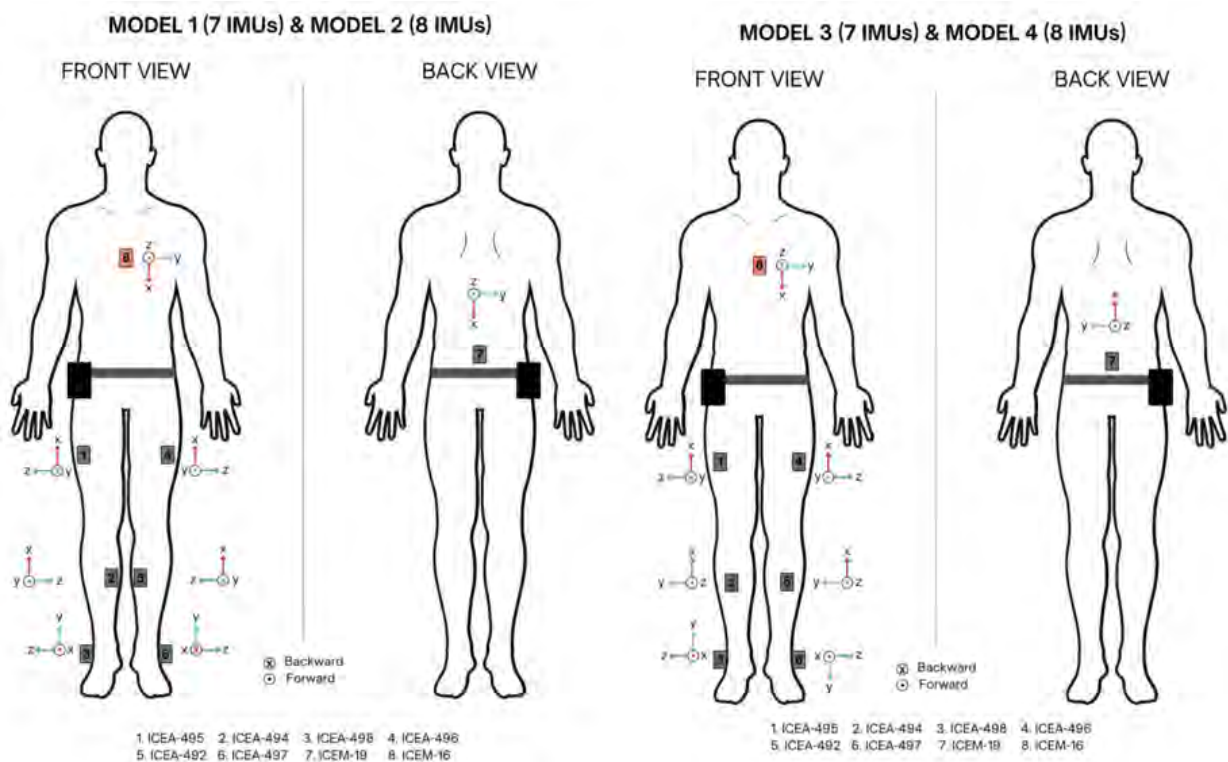
eighth being an extra IMU placed on the chest, which acts as the new calibration reference. Four different recording models have been tested (Figure 1), the difference between the models lies in the number of IMUs and the orientation of the axes. Two captures have been recorded with each model configuration during bare-legged walking at a sampling rate of 50 Hz.

Data analysis

Signal processing has been done in MATLAB_R2021b. Smoothing has been performed with the Savitzky-Golay filter of order 3 with frame length of 21 samples, and the gait cycles have been extracted. To validate the robustness and accuracy of each configuration, the similarity and variability of the waveforms of the gait cycles has been studied. To perform the waveform similarity assessment, the statistical measure called the within-day coefficient of multiple correlation (CMC_w) of Kadaba has been calculated for each joint angle [4].

Figure 1.

Proposed IMUs configurations to record kinematic gait data.



Part II. Validation of IMUs with VICON: similarity assessment

Data acquisition

- Condition 1: walking test

The aim of this test is to evaluate if IMUs and VICON are interchangeable by assessing their outcomes waveform similarity. For this purpose, the subject has been instrumented with the optimal

IMUs configuration chosen from part I (model 2) and, in turn, with the VICON markers following the Plug-in Gait for lower limb model. Gait captures have been recorded synchronously.

- Condition 2: exoskeleton-assisted walking test with Exo-H3

In this last test, the aim is to evaluate the similarity between IMUs and VICON outcomes when the subject is wearing the Exo-H3 exoskeleton providing 10% assistance at each joint during gait, provided by the torque exerted by each motor at each joint. It has been necessary to readjust the positioning of some IMUs and VICON markers. Regarding the IMUs model, starting from model 2, the ankle IMUs have been repositioned and placed frontally in the upper instep area. As for VICON, the lower limb Plug-in Gait model has been readapted, positioning some of the markers on components of the exoskeleton.

Data analysis

This analysis is repeated for each above condition separately. First, the trials recorded by each system have been exported and processed in MATLAB. The signals from the IMUs have been filtered in the same way as in Part I. The VICON signals are taken with a sampling frequency of 100 Hz, therefore, these have been resampled to 50 Hz and aligned with the corresponding IMUs signals. Thus, the signals recorded by the IMUs are referred to as $I(t)$ and those recorded by VICON $V(t)$.

Then, for each pair of trials, the gait cycles have been extracted, obtaining a pair of waveforms for each gait cycle, $[I(t), V(t)]$. For condition 1, 11 pairs of gait cycles $[I(t), V(t)]$ have been detected for each limb. To assess the similarity between $I(t)$ and $V(t)$ in terms of displacement, correlation, and gain, four parameters have been calculated for each $[I(t), V(t)]$ couple and each joint-angle: the displacement between $I(t)$ and $V(t)$ (off), their Pearson correlation coefficient (r), the difference between their range of motion (ΔROM) and the root mean square error (RMSE). In addition, the adjusted variation of the Kadaba CMC_w [5][6], the inter-protocol CMC (CMC_{1P}), has been calculated, which removes all other sources of gait-cycle-to-gait-cycle variability. Finally, the CMC_P after zeroing the offset for each couple $[I(t), V(t)]$ has been recomputed to measure the effect of the offset on the similarity (CMC_{2P})[4]. The values of the six parameters have been given with box-and-whisker plots as well as in terms of median and whisker range for each limb and each joint angle since all the parameters do not have normal distributions for all joint angles. Normality has been tested with the Shapiro-Wilk test and normality plots. To interpret the obtained CMC_P and r values, the following ranges have been established based on previous publications [6][7]: moderate (0.65-0.75), good (0.75-0.85), very good (0.85-0.95) and excellent (0.95-1). Lastly, CMC_{1P} and CMC_{2P} have been calculated for all gait cycle pairs obtained.

Figure 2.

Within-day CMC for similarity assessment for each IMUs configuration.

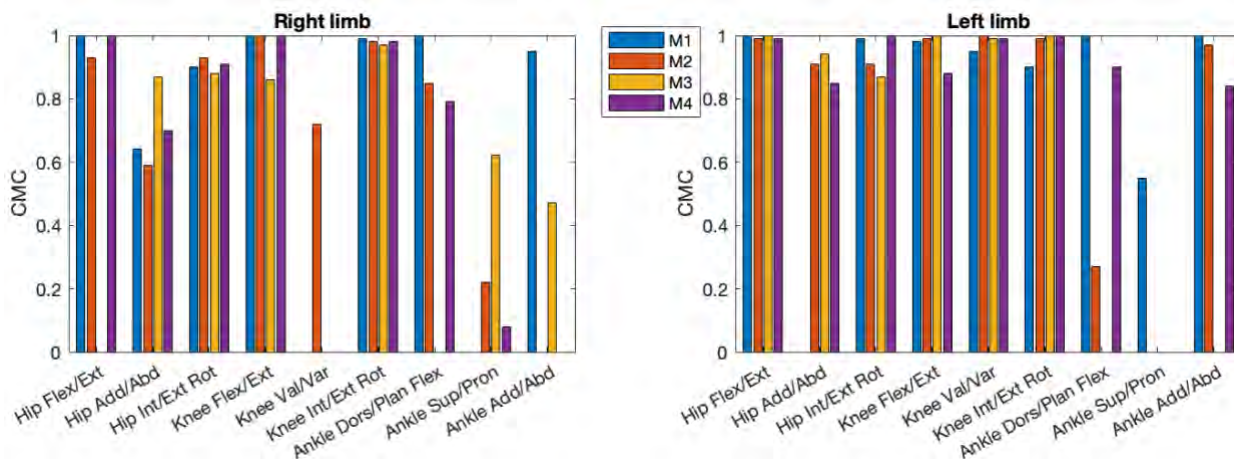
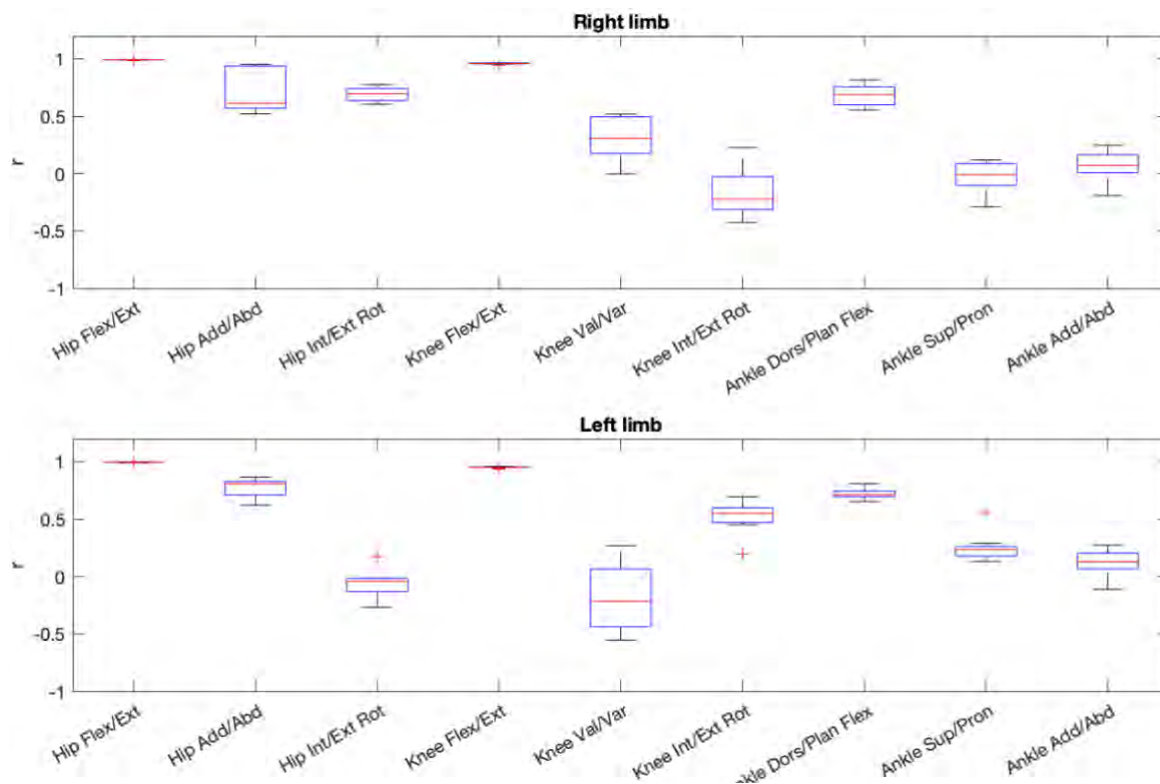


Figure 3.

Box-and-whisker plot of r to assess similarity between IMUs and VICON waveforms for each joint angle.



2.4 Results

Part I. Exploring the different configurations offered by the IMUs

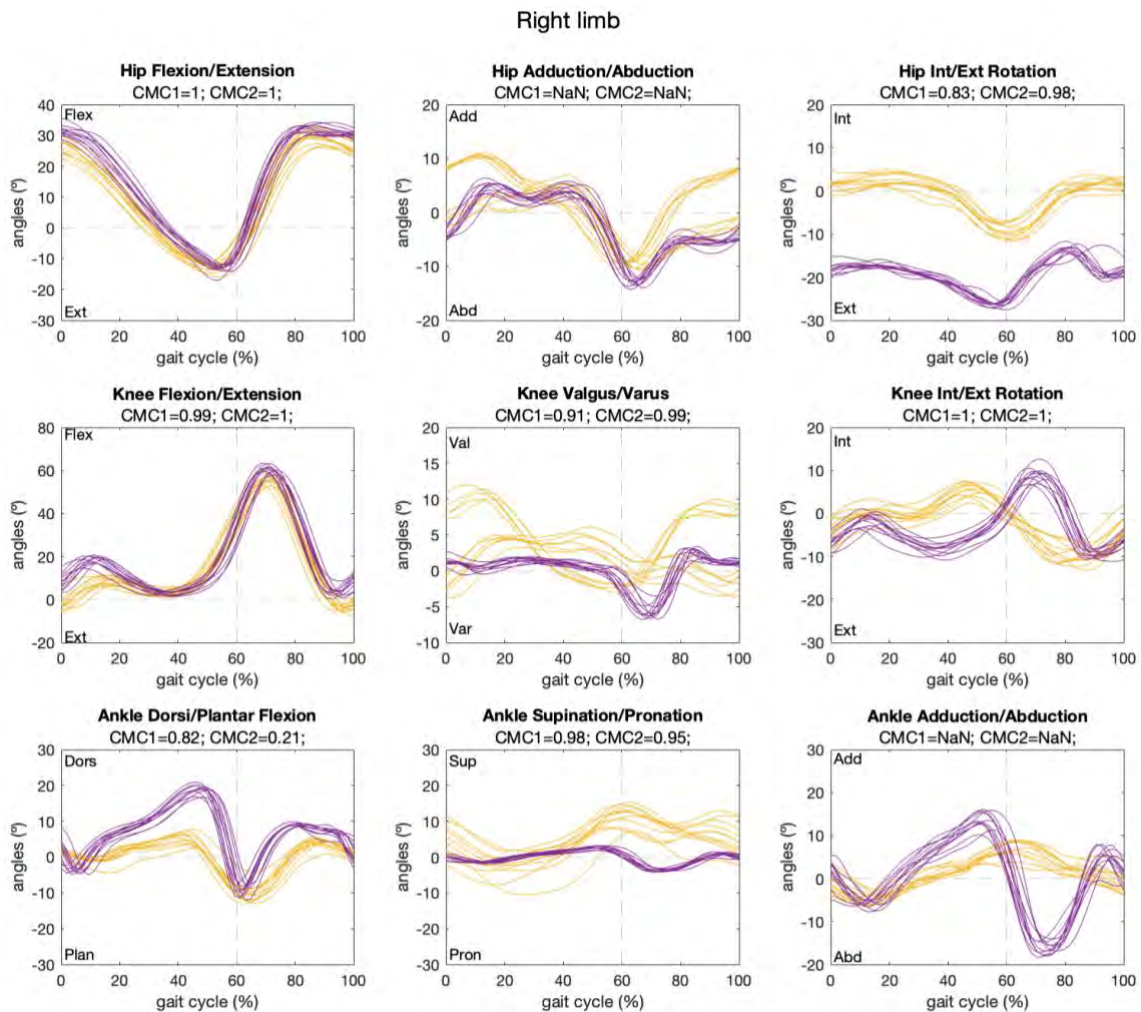
The data obtained after performing Kadaba's CMCw analysis for each of the IMUs configurations are shown in Figure 2.

Part II. Validation of IMUs with VICON: similarity assessment

For condition 1, this article only shows the outcomes of the parameters that are decisive for validation: r , total $CMC1_P$ and total $CMC2_P$ for each lower limb (Figures 3, 4 and 5). Condition 2 is still being processed, so the results have not yet been obtained.

Figure 4.

Right limb: $CMC1_P$ and $CMC2_P$ values to assess similarity between IMUs (yellow) and VICON (purple) waveforms.

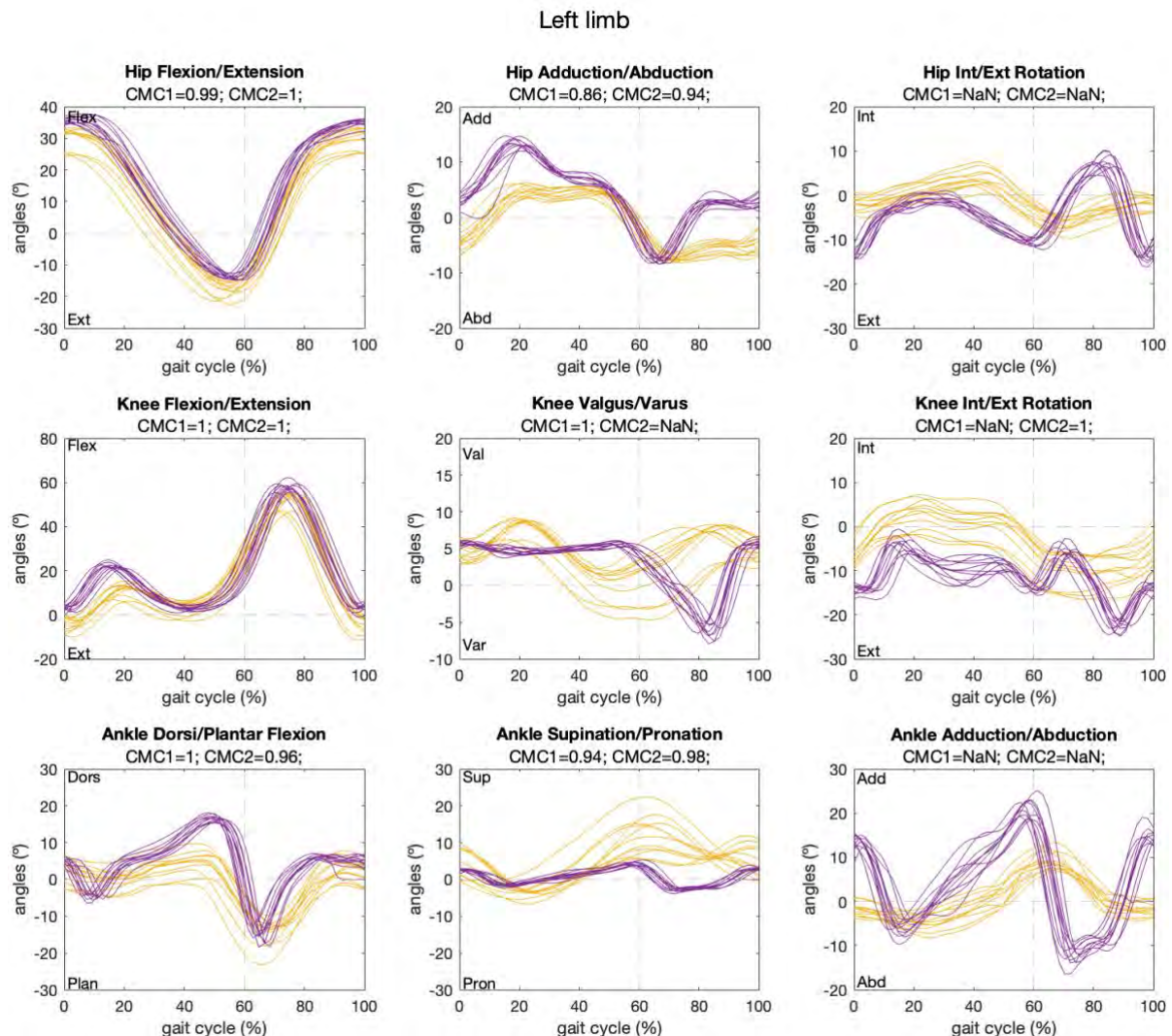


2.5 Discussion

Regarding part 1, during the processing phase a drift accumulation has been observed in both models of 7 IMUs, caused by a bad calibration of the reference sensor. This results in a measurement error transferred to the joints signals, which means low repeatability in the recordings and inconsistency in the IMUs model. Therefore, models 1 and 3 have been discarded. On the other hand, the CMC_w of model 4 presents values of zero in some planes of the joints of the right leg, contrary to that of the left leg, which shows a low repeatability and consistency. Finally, it has been decided to continue the study with model 2, as, although it does not present similarity in the ankle planes of both legs, it is consistent in the hip and knee joints.

Figure 5.

Left limb: $CMC1_P$ and $CMC2_P$ values to assess similarity between IMUs (yellow) and VICON (purple) waveforms.



As for part 2, the r values of the hips and knees flexion/extension movements reach a median value of 1 for both legs, and the dorsal and plantar ankles flexion barely exceeds 0.7. In both $CMC1_P$ (right hip: 1; left hip: 0.99; right knee: 0.99, left knee: 1) and $CMC2_P$ (right hip: 1; left hip: 1; right knee: 1, left knee: 1), an excellent classification is also maintained in the sagittal planes for both hips and knees, so the offset recorded by IMUs in these joints is insignificant. However, in the sagittal plane of the right ankle there is a noticeable difference between $CMC1_P$ (0.82) and $CMC2_P$ (0.21), which shows that the offset between cycles $[I(t), V(t)]$ affects the value of $CMC1_P$, making the gait cycle waveform appear more similar, when in fact it is not. In addition, in both ankles there is a large difference in ROM recorded by both systems, being lower in IMUs. This means that the sensor position is not optimal.

3. Conclusion

Regarding the IMUs configurations analyzed in part 1, it can be concluded that it is necessary, in this case, to add an eighth IMU that contributes to the correct calibration of the reference and thus avoid the measurement error of the set caused by the drift. On the evaluation of waveform similarity between IMUs and VICON, it can be concluded that the sagittal planes for both hips and knees, which are of interest during exoskeleton rehabilitation, are repeatable and therefore interchangeable. However, the results of the analysis regarding dorsal and plantar ankles flexion are not optimal in any of the exposed parts. For this reason, and due to the structure of the exoskeleton, the positioning of these IMUs has been changed to the instep.

4. Future work

The results of condition 2 of this subject have already been processed and a total of 7 healthy subjects have already been registered to increase the sample to analyze the consistency of the results.

5. Acknowledgments

This publication is part of the REGAIT R&D project PID2021-124111OB-C33 funded by MCIN/AEI/ 10.13039/501100011033 and by ERDF, A way to make Europe.

6. References

- [1] X. Robert-Lachaine, H. Mecheri, C. Larue, and A. Plamondon, "Validation of inertial measurement units with an optoelectronic system for whole-body motion analysis," *Med. Biol. Eng. Comput.*, vol. 55, no. 4, pp. 609–619, Apr. 2017, doi: 10.1007/S11517-016-1537-2/METRICS.
- [2] J. Figueiredo, S. P. Carvalho, J. Paulo Vilas-Boas, L. M. Gonçalves, J. C. Moreno, and C. P. Santos, "Wearable Inertial Sensor System towards Daily Human Kinematic Gait Analysis: Benchmarking Analysis to MVN BIOMECH," doi: 10.3390/s20082185.
- [3] M. Goffredo *et al.*, "Kinematic Analysis of Exoskeleton-Assisted Community Ambulation: An Observational Study in Outdoor Real-Life Scenarios," *Sensors*, vol. 22, no. 12. 2022, doi: 10.3390/s22124533.
- [4] M. P. Kadaba, H. K. Ramakrishnan, M. E. Wootten, J. Gainey, G. Gorton, and G. V. B. Cochran, "Repeatability of kinematic, kinetic, and electromyographic data in normal adult gait," *J. Orthop. Res.*, vol. 7, no. 6, pp. 849–860, Nov. 1989, doi: 10.1002/JOR.1100070611.
- [5] A. Ferrari, A. G. Cutti, and A. Cappello, "A new formulation of the coefficient of multiple correlation to assess the similarity of waveforms measured synchronously by different motion analysis protocols," *Gait Posture*, vol. 31, pp. 540–542, doi: 10.1016/j.gaitpost.2010.02.009.
- [6] A. Ferrari *et al.*, "First in vivo assessment of "Outwalk": a novel protocol for clinical gait analysis based on inertial and magnetic sensors," doi: 10.1007/s11517-009-0544-y.
- [7] G. Yavuzer, O. " Znur O " Ken, A. Elhan, and H. J. Stam, "Repeatability of lower limb three-dimensional kinematics in patients with stroke," doi: 10.1016/j.gaitpost.2006.12.016.

FEASIBILITY OF AN OPEN-SOURCE MYOELECTRIC-TRIGGERED ROBOTIC ORTHOSIS FOR HAND GRIP IN TETRAPLEGIA

Eddy Krueger

Universidade Estadual de Londrina - Departamento de Anatomia, Brasil, ekrueger@uel.br

Larissa Sartori

Universidade Estadual de Londrina, Brasil, llarissasartori@gmail.com

Joyce Machado

Universidade Estadual do Norte do Paraná, Brasil, jksilva@uenp.edu.br

Paulo Broniera Junior

Instituto Senai de Tecnologia - TIC - Sistemas Embarcados, Brasil,
paulo.broniera@sistemafiep.org.br

José Jair Alves Mendes Junior

Universidade Tecnológica Federal do Paraná - Curitiba, Brasil, jjjunior@utfpr.edu.br

Daniel Prado Campos

Universidade Tecnológica Federal do Paraná - Apucarana, Brasil, danielcampos@utfpr.edu.br

Resumo: A lesão medular completa afeta a função motora, sensorial ou autonômica e, consequentemente, a qualidade de vida. Este trabalho apresenta um projeto de órtese robótica (RO) de código aberto para prensão da pinça lateral da mão esquerda, que é acionada pelo sistema nervoso periférico superficial (sinal mioelétrico - MES). O protótipo foi testado em um voluntário com lesão medular (nível C_4 - AIS A), sem contração muscular visível no antebraço e na mão. As funcionalidades do membro superior esquerdo foram avaliadas com e sem a interface MES-RO. Da eletromiografia de superfície (EMG), foram extraídas características como raiz quadrada média (EMG_{RMS}) e frequência mediana (EMG_{MDF}). A interface MES-RO permitiu ao participante mover objetos em uma superfície plana (22s), o que não ocorria sem a interface MES-RO. Assim, este estudo mostrou que a aplicação de órteses robóticas, com mecanismos de malha aberta acionados por sinais não invasivos do sistema nervoso periférico, pode ser uma alternativa viável para auxiliar pessoas tetraplégicas em tarefas diárias simples e de fácil acesso principalmente em países pobres. Os dados de código aberto estão disponíveis na seção “material suplementar”.

Palavras chave: Electromyography, tecnologia assistiva, código aberto, lesão medular.

Abstract: Complete spinal cord injury affects motor, sensory, or autonomic function and, consequently, quality of life. This work presents an open-source robotic orthosis (RO) project for gripping the lateral pinch of the left hand, which is triggered by the surface peripheral nervous system (myoelectrical signal - MES). The prototype was tested on a volunteer with spinal cord injury (C_4 level -

AIS A), without visible muscle contraction in the forearm and hand. The functionalities of the left upper limb were evaluated with and without the MES-RO interface. From the surface electromyography (EMG), features such as root mean square (EMG_{RMS}) and median frequency (EMG_{MDF}), were extracted. The MES-RO interface allowed the participant to move objects on a flat surface (22s), which did not occur without the MES-RO interface. Thus, this study showed that applying robotic orthosis, with open-loop mechanisms triggered by non-invasive peripheral nervous system signals, can be a viable alternative to help tetraplegic people with simple daily tasks and easier access mainly to poor countries. The open-source data are available in the “supplementary material” section.

Keywords *Electromyography, assistive technology, open-source, spinal cord injury.*

1. Introduction

Spinal cord injury (SCI) is a condition that leads to a total or partial loss of motor, sensory, or autonomic functions below the level of injury [7]. The alteration of these functions, especially in tetraplegia, negatively interferes with the independence of individuals since the functions of the upper limbs are essential to perform activities of daily living.

Thus, an alternative to improve these functions in quadriplegics is using assistive technology. Readioff et al. [8] observed increased studies on developing systems and devices for assistive technology for upper limb applications. Its use can promote greater independence and well-being of users.

The use of residual movements of the shoulder is a possibility to obtain control of robotic orthoses, as it can be performed even in the condition of quadriplegia [2]. The superior trapezius muscle, controlled by XI° cranial nerve [5], does not affect spinal cord injury. It is worth mentioning that open-source platforms have facilitated access to 3D-printed upper limb prostheses, a potential alternative to classic commercial prosthetic devices, as they represent functional and accessible solutions [11].

Therefore, this feasibility study evaluates a robotic orthosis positioned in hand to (i) allow the grip; (ii) be controlled by a non-invasive peripheral nervous system (on superior trapezius muscle); (iii) make available in open source to a tetraplegic subject.

2. Materials and Methods

The Ethics Committee in Research Involving Human Beings of the State University of Londrina (CEP-UEL) approved the research with protocol n° 5.827.875. The participant was a 28 years old male with incomplete spinal cord injury lesion level C₄ (AIS A-14 years). It presents voluntary motricity of the shoulder girdle and shoulder muscles; flexors in bilateral elbow (with reduced muscle strength). There is no visible muscle contraction in the forearm and hand. Therefore, it depends on all daily activities, including food, hygiene, clothing, etc. To get around daily, he uses a conventional wheelchair, always driven by third parties. The activities he performs independently are using assistive technology, such as computer adaptation and motorized wheelchair mobility (which he uses infrequently).

2.1 Neuromuscular assessment - surface electromyography (EMG)

2.1.1 EMG_s Acquisition

For neuromuscular evaluation, a Bitalino[®], electromyograph, MuscleBIT model, Bluetooth, with a resolution of 10 bits per channel, was used. The program to acquire the signal was OpenSignals[®],

controlled by a smartphone with Android system[®]. The participant was instructed to perform the trichotomy of the evaluated region. Along with skin asepsis, this process could occur at her home or laboratory. (3M[®] Ag/AgCl electrodes) were used on the superior trapezius muscle ($Trap_{SUP}$) and extrinsic extensor muscles of the hand (Ext_{EMH}), with the reference electrode positioned on the medial epicondyle of left humerus. The acquisition frequency was 1 kHz. The participant was asked to perform the hand joint extension and shoulder elevation movements through the verbal command “move as much as you can” for approximately 5s. This activity was performed twice with an interval of approximately 10s between them. Simultaneously, a digital output in the program OpenSignals[®] was activated for demarcation and further processing.

2.1.2 EMG processing

A customized routine of the free program Octave[®] was used to process electromyographic signals. The filtering was a fourth-order Butterworth with a pass band 10-450Hz, and a reject band over the mains harmonics (60, 120, 180, 240, 300, 360, and 420Hz). From the 5s of activity, two intermediates were selected, where the root mean squared (RMS) value descriptors were extracted (EMG_{RMS}) and median frequency (EMG_{MDF}), time domain, and frequency domain, respectively. The average of the two activities was performed for each descriptor. Cauchy Wavelet (CaW) processing was applied according to the algorithm used in [3].

2.2 MES-RO interface development

The 3D print (Polylactic Acid filament-PLA) claw model (Vector Concept Robot ARM CLAW standard servo) was developed by RubisTechnologies and available in Thingiverse[®] database [10]. The circuit case was customized in OpenScad[®] software. The circuit developed in [4] acquired the surface peripheral nervous system (myoelectrical signal - MES). It is an open-source circuit project based on an AD8232 chip for electromyography, with 15 to 600Hz of frequency range and about 60.1 dB of gain. At least, the system weights were $\sim 200g$ and $\sim 100g$ to the circuit case and the claw, respectively.

2.3 Evaluation of upper limb function with MES-RO interface

The functionality of the upper limbs was evaluated, exclusively of the left upper limb, with and without the MES-RO interface// For this, the participant remained seated in his wheelchair. And then, the participant was asked to take a small bottle (diameter: $\sim 3cm$ and weight: $\sim 150g$) with the RO that was activated employing MES in the left $Trap_{SUP}$ and bring it to the surface in front, $\sim 5 cm$ higher. Then he would have to pick up the bottle again and return it to the starting position. The execution was timed, so the participant was motivated to do it quickly.

2.4 Image processing

The CaW graphics were developed in a customized routine through Plotly Open Source Graphing Library for Python. The figures' final edition was performed in Inkscape[®] version 1.2.2.

3. Results and discussion

The EMG evaluation without the MES-RO equipment showed EMG_{RMS} value for the $Trap_{SUP}$ was $89.5mV_{RMS}$. In comparison, Ext_{EMH} EMG_{RMS} was $5.3mV_{RMS}$. The $Trap_{SUP}$ EMG_{MDF} was 98Hz and Ext_{EMH} EMG_{MDF} 97Hz. Generally, when the muscle does not present voluntary contrac-

tion, the EMG_{MDF} is greater than 200Hz, that do not occur in this study. As EMG evaluation was non-invasive, it is inconclusive if the participant has a voluntary contraction. Figure 1 presents the CaW data, where the shoulder and forearm were normalized by maximum value among frequency bands (78.7mV as 100%).

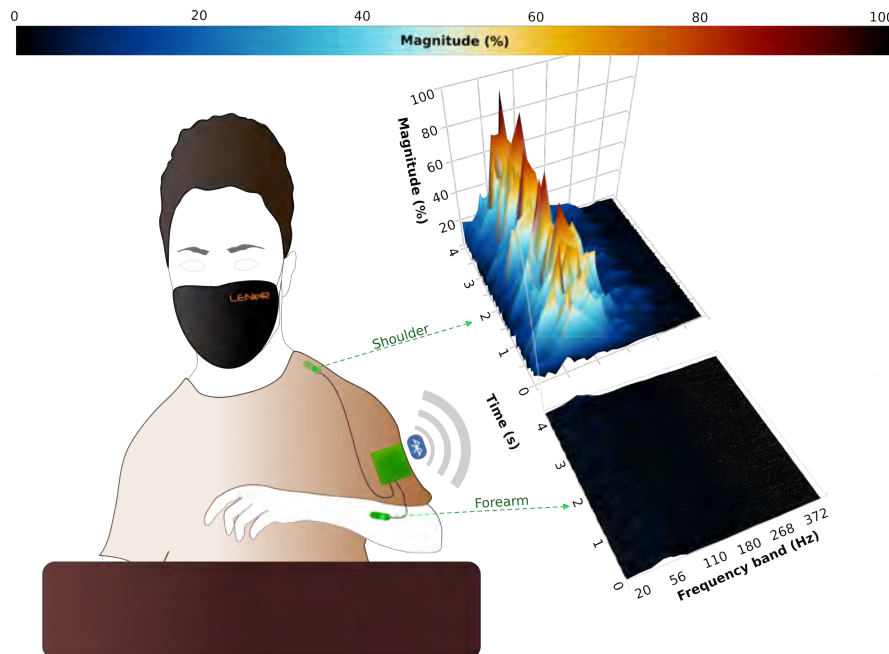


Figure 1: CaW response to $Trap_{SUP}$ and Ext_{EMH} . Equipment representing Bitalino[®] Adapted from <https://bitalino.com/products/musclebit-bt> on 11/07/2021.

Moving a bottle on a flat surface without and with the MES-RO interface is depicted in Figure 2. The participant moved the bottle in 22s when using the MES-RO interface, where, without it, he was unable to succeed.

As presented in our proposed application, open-source models have advantages in developing devices focused on accessibility. The developed models tend to improve their adaptation, as they can be built according to the user's needs and experience [11]. However, the development of devices that have the premise of open-source, with the provision of mechanical and electronic schematics for the construction of robotic models, is still a challenge.

As an example of the developed study, many works focus on grasp action, but few include the project link. In addition, complete hand prosthesis projects are more developed than claw construction projects, as presented in [9]. The authors developed a robot using 3D printing (PLA), a claw with open code, and an electric circuit available for reproduction.

Concerning grip movement, hand prostheses development is more common than claw-based devices. Even though both could perform the same action, being the hand prosthesis more complex. An example of open-source is the Federica Hand [1], which developed a hand prosthesis commanded by a force sensor that allows the user to grip objects. Another example is presented in [6], in which the authors developed hand prostheses for amputees in Sri Lanka to recover from war injuries. These devices were developed in an open-source model and did not present electric control. In this context, the device developed in this work has the functionalities of grip without the need for complex process-



Figure 2: Evaluation grip time. Chronometer and Bottle based on vecteezy.com and pngpix.com, respectively.

ing and construction devices, being a simple alternative to be implemented with the particularities of each user and can be reproducible by other researchers.

3.1 Study limitations

The limitations of this study highlight the analysis of the psychological factor, user comfort, and adaptation. Regarding psychological factors, there is the non-acceptance of the device as part of the body, from acceptance to presentation when seen by others. This is related to how compatible the device is with the user. The use of an external device always requires the verification of comfort and usability. This is one of the problems with devices, where there may be a lack of medical, designers, engineers, and others staff supervision during the model development. Another limitation is the application of only a single movement, such as grasping with the MES-RO interface, not yet allowing the performance of complex activities. Other transducers like force and mechanomyography sensors may also assist MES.

4. Conclusion

This work presented the employment of an open-source robotic orthosis (RO) triggered by the non-invasive peripheral nervous system (MES) on the superior trapezius muscle, allowing the tetraplegic user to grip objects. The project was based on open-source models, allowing replication and improvement for new users and developers. More testing will be performed in the future to increase the degrees of freedom, the sorts of footprints expected, and to add MES channels to improve and increased user control in daily activity. Moreover, verify if there is an improvement in the user quality of life and the curve trend line with the continuous use of the device.

**The authors declare that they are not responsible for the erroneous use of the open-source device by readers of this paper.*

Supplementary material

Click on the names to access the links: [Video from Figure 2](#); [Myoelectrical signal circuit](#); [3D robotic claw model](#); [Case customized model](#); [Arduino code](#); [EMG signal processing](#).

5. References

- [1] Daniele Esposito, Sergio Savino, Emilio Andreozzi, Chiara Cosenza, Vincenzo Niola, and Paolo Bifulco. *The “Federica” Hand*. *Bioengineering*, 8(9):128, September 2021. Number: 9 Publisher: Multidisciplinary Digital Publishing Institute.
- [2] Lucas Fonseca, David Guiraud, Arthur Hiarrassary, Charles Fattal, and Christine Azevedo-Coste. *A residual movement classification based user interface for control of assistive devices by persons with complete tetraplegia*. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 30:569–578, 2022.
- [3] Eddy Krueger, LMS Magri, AS Botelho, FS Bach, CLK Rebellato, L Fracaro, FYI Fragoso, JA Villanova Jr, PRS Brofman, and Lana Popović-Maneski. *Effects of low-intensity electrical stimulation and adipose derived stem cells transplantation on the time-domain analysis-based electromyographic signals in dogs with sci*. *Neuroscience letters*, 696:38–45, 2019.
- [4] José Jair Alves Mendes Junior, Daniel Prado Campos, Lorenzo Coelho de Andrade Villela De Biassio, Pedro Carlin Passos, Paulo Broniera Júnior, André Eugênio Lazzaretti, and Eddy Krueger. *AD8232 to Biopotentials Sensors: Open Source Project and Benchmark*. *Electronics*, 12(4):833, January 2023. Number: 4 Publisher: Multidisciplinary Digital Publishing Institute.
- [5] Keith L Moore, Arthur F Dalley, and Anne MR Agur. *Clinically oriented anatomy*. Lippincott Williams & Wilkins, 2013.
- [6] R. Neethan, S. Nidershan, V. Mugilgeethan, T. Tharsika, and A. Anburuvel. *A study of three-dimensional (3-D) printed prosthetic upper limb models in local context*. *Materials Today: Proceedings*, 23:8–11, January 2020.
- [7] National Institute of Neurological Disorders and Stroke. *Spinal Cord Injury*, 2023.
- [8] Rosti Radioff, Zaha Kamran Siddiqui, Caroline Stewart, Louisa Fulbrook, Rory J O’Connor, and Edward K Chadwick. *Use and evaluation of assistive technologies for upper limb function in tetraplegia*. *The Journal of Spinal Cord Medicine*, 45(6):809–820, 2022.
- [9] Neethu Sreenivasan, Diego Felipe Ulloa Gutierrez, Paolo Bifulco, Mario Cesarelli, Upul Gunawardana, and Gaetano D. Gargiulo. *Towards Ultra Low-Cost Myoactivated Prostheses*. *BioMed Research International*, 2018:1–14, October 2018.
- [10] Thingiverse. *Vector Concept Robot ARM CLAW standard servo by RubisTechnologies*, 2022.
- [11] Kevin Wendo, Olivier Barbier, Xavier Bollen, Thomas Schubert, Thierry Lejeune, Benoit Raucourt, and Raphael Olszewski. *Open-source 3d printing in the prosthetic field—the case of upper limb prostheses: A review*. *Machines*, 10(6):413, 2022.

DESARROLLO DE UNA CAMILLA DE BIPEDESTACIÓN PARA VALORACIÓN DE LA TERAPIA DE RECUPERACIÓN DE MIEMBROS INFERIORES

Pedro P. Escobar¹; Silvano R. Rossi¹⁻², Roberto J. de la Vega¹; Franco E. Déber¹; Raúl E. Romero¹; Roberto C. Leegstra¹.

¹Universidad Nacional del Centro de la Provincia de Buenos Aires (UNCPBA), Facultad de Ingeniería, INTELYMEC, Olavarría, Buenos Aires, Argentina

²CIFICEN (UNCPBA-CICPBA-CONICET), Olavarría, Buenos Aires, Argentina.
pescobar, rjdlv, fdeber, rromero, rleegs, srossi@fio.unicen.edu.ar

Resumen: Las terapias de rehabilitación demandan la incorporación de tecnología asistiva para poder cuantificar el efecto en el paciente y mejorar la efectividad de las mismas, mediante la medición de variables y su registro. En este proyecto se presentan aspectos del diseño y construcción de una camilla de bipedestación para valoración de la rehabilitación de patologías de miembros inferiores, con la medición cuantitativa de los esfuerzos de apoyo de cada pierna y la medición del ángulo de inclinación, permitiendo conocer la evolución de los pacientes durante el tratamiento. El equipo posee comunicación inalámbrica con dispositivos móviles y es capaz de registrar las mediciones y comunicarlas a otros dispositivos mediante una app desarrollada para tal fin.

Palabras clave: rehabilitación, tecnología asistiva, bipedestación, medición.

Abstract: Rehabilitation therapies require the incorporation of assistive technology to quantify the effect on the patient and improve their effectiveness through the measurement of variables and their record. In this project we present some issues on the design and construction of a special stretcher for advanced assessment of lower limbs rehabilitation by measuring each of the efforts of the lower limbs and the inclination angle, allowing to know the patient evolution during the treatment. The equipment has wireless communication with mobile devices and is capable to record the measurements and communicate them to other devices via an app developed for such a purpose.

Keywords: rehabilitation, assistive technology, bipedalism, measurement.

1. Introducción

La bipedestación hace referencia a la acción de mantenerse erguido sobre ambos pies y representa una característica del ser humano, vinculada directamente a su locomoción [1].

Dicha característica se ve afectada en pacientes con patologías de los miembros inferiores, cirugías de cadera/rodillas, atrofia muscular, problemas articulares y largas estancias en internaciones, entre otras. Las camillas de bipedestación se emplean durante la rehabilitación de dichos pacientes, permitiendo valorar el grado de efectividad de una terapia determinada, en forma gradual, mediante la asistencia a la bipedestación que proporciona la camilla, dado que el paciente no puede valerse de sus propios medios, o lo hace con dificultad. La bipedestación tiene beneficios adicionales como mejorar la circulación favoreciendo el retorno sanguíneo, mejorar la alineación postural, evitar la atrofia muscular, facilitar la respiración y reducir la posibilidad de aparición de úlceras de piel y escaras [2].

Existen diferentes tipos de bipedestadores [3], [4]. En el mercado hay muy pocos equipos con medición de esfuerzos, pues se orientan a lograr la bipedestación mediante elevación coordinada de los miembros y a la multiplicidad de movimientos para diferentes tipos de aplicaciones de fisioterapia, contando con accesorios para facilitar la ejercitación [5], [6]. En algunos casos se piensan como ayudas para la movilidad de personas con capacidad motriz reducida [7], conocidas como grúas para bipedestación. En otros se diseñan con el formato camilla para permitir el traslado, además de la bipedestación [8], [9], pero no miden variables que permitan al especialista evaluar la evolución de la terapia de rehabilitación del paciente. Desde el punto de la investigación y desarrollo se encuentran trabajos que abordan el diseño de prototipos pero que sólo miden el ángulo de inclinación [3], [10], otros que se centran en una patología específica como las paraplejias [11], [12]. Ninguno mide la fuerza de apoyo de cada miembro inferior para evaluar el grado de recuperación que experimenta el paciente.

Aquí presentamos el diseño de una camilla de bipedestación para utilizarse en rehabilitación de patologías de miembros inferiores, con capacidad de medir la fuerza de apoyo de cada miembro y registrar la medición para el seguimiento de la evolución de la terapia. La Facultad de Ingeniería de la UNCPBA aportó la capacidad técnica, el Centro Olavariense de Rehabilitación de Parálisis Infantil (CORPI) dispuso el conocimiento médico y las necesidades de los pacientes, y la empresa Metalmec aportó el mecanizado de piezas. Se construyó un prototipo a escala 1:1, que fue puesto en valor por la misma institución médica.

2. Desarrollo

2.1 Contexto y marco normativo

CORPI es una institución que comprende una importante región de la Provincia de Buenos Aires, Argentina y posee más de 60 años rehabilitando pacientes. Los profesionales de dicho

Centro plantearon la necesidad de tener una medida cuantitativa del grado de evolución de la terapia de rehabilitación de sus pacientes, mediante un equipo para medir la fuerza de apoyo de cada miembro inferior, de manera individual, en función del ángulo de inclinación de la camilla. Esto motivó el desarrollo de la camilla de bipedestación con capacidad de medición y registro. La camilla se enmarca dentro de los productos de Clase de Riesgo I (<https://www.argentina.gob.ar/anmat>). Específicamente, una camilla de bipedestación no cumple funciones de transporte, pues su diseño no está pensado tal fin, su propósito es el de sostén del paciente durante el proceso automatizado de bipedestación para poder efectuar mediciones en diferentes puntos del recorrido de la camilla. Los productos médicos de CLASE I están regulados por un conjunto de normas internacionales (IEC 60601-1, particulares y colaterales; ISO 13485 y 14971, UNE-EN 62304). Dicho conjunto de normas regula de integralmente el proceso de diseño, construcción y ensayo de un producto médico, junto con los *Requisitos Esenciales de Seguridad y Eficacia* de ANMAT (<https://www.argentina.gob.ar/anmat>), para reducir la posibilidad de fallas.

2.2 Método

El diseño se centró en medir los datos del peso descargado en cada miembro inferior y el ángulo de camilla, y proveer comunicación visual en una pantalla y también inalámbrica vía Bluetooth a una app, para registrar valores que brinden información sobre la evolución de los pacientes. El método de evaluación propuesto por el equipo médico, basado en consenso a nivel internacional, consiste en recostar al paciente con la camilla paralela al suelo (0°), luego elevar gradualmente el ángulo de la camilla y medir dos variables:

- A) el ángulo que el paciente es capaz de tolerar. Un mayor ángulo, indica que está mejorando su capacidad de regulación de la presión arterial.
- B) el peso que descarga el paciente en cada pierna, midiendo los esfuerzos, de manera diferencial, entre ambas piernas. Cuando el paciente logra equilibrar el esfuerzo de apoyo en las dos piernas, se considera recuperado.

La camilla se diseñó considerando los siguientes requerimientos: a) tipos de pacientes: parálisis de lesiones medulares en su mayoría, que no pueden pararse. En menor medida para otras patologías de miembros inferiores, b) parámetros de interés: descarga de peso en cada pierna y ángulo de bipedestación, c) peso máximo de paciente (150 kg), d) rotación: de 0° a 90° , e) longitud total del plano paciente (2 m), f) distancia al suelo 60 cm, para transferencia a silla de ruedas, g) velocidad de elevación/descenso suave para evitar mareos, h) Contar con

un sistema de medición del peso en cada pie de apoyo, i) contar con sistema de medición del ángulo de inclinación de 0° a 90° y j) registrar e informar las mediciones de peso y ángulo. Para el diseño estructural se consideraron tres puntos de aplicación de fuerza simulando la distribución real del peso en un ser humano recostado (cabeza/tronco/extremidades inferiores) y se consideraron cuatro puntos de contacto con el suelo, utilizando ruedas autofrenantes. La estructura contiene en su interior al accionamiento eléctrico de elevación junto con la fuente de alimentación, además del circuito electrónico que comanda los sistemas de medición de peso y ángulo. El punto pivote de fijación del accionamiento se situó en el punto de máxima concentración de esfuerzos. En la Figura 1 se presenta el esquema de la estructura propuesta. El diseño de la estructura metálica se realizó mediante método de elementos finitos, aplicando la norma AISI NASPEC 2007, basada en el método LRFD (*Load and Resistance Factors Design*). Para su construcción se utilizó un perfil estructural rectangular convencional, acero ASTM A36 (40 mm x 30 mm x 3 mm).

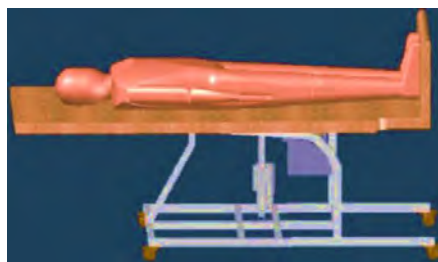


Figura 1. Estructura propuesta para la camilla de bipedestación

Para la elevación del conjunto camilla/paciente se seleccionó un actuador lineal Linak LA31c [13], con fuente de alimentación incorporada. El plano del paciente se construyó en madera recubierta por un material acolchado y con fajas de velcro para sujeción de paciente durante la bipedestación. Para el apoyo de pies del paciente, se construyó una plataforma que contiene también al sistema de medición de fuerza por cada pie, a medida que la camilla gira hacia la posición vertical. Para ello se seleccionaron dos celdas de carga comerciales con rango de 0 a 100 kg y resolución de 0,1 kg [14], fijadas a la plataforma en la base de la camilla. Para medir el ángulo se utilizó un acelerómetro con capacidad de detección de 3 ejes [15]. Mediante procesamiento de la señal de aceleración en cada uno de los ejes, se obtiene el valor del ángulo de giro en el rango de 0 a 90° , con resolución de 5° . Esta información luego se muestra en la pantalla y en la app de registro. La alimentación de la camilla es de 220 V con un conector normalizado compatible de 3 pines y una placa de control general que se encarga del sensado y acondicionamiento de la señal, la comunicación de señales a través de un Bus LIN, y la interfaz con un display LCD, como también controla el envío de los datos a una

aplicación móvil mediante comunicación Bluetooth. El accionamiento del actuador de elevación es manual a través de un control propio. La interfaz de usuario contempla el display para el despliegue de los datos de los sensores, como también dos botones para realizar las acciones de *tara* (para corregir el valor de lectura cuando ambas celdas están descargadas de peso) y *enviar*, para activar el envío de los datos a la aplicación móvil. La Figura 2 muestra el diagrama en bloques del sistema de instrumentación.

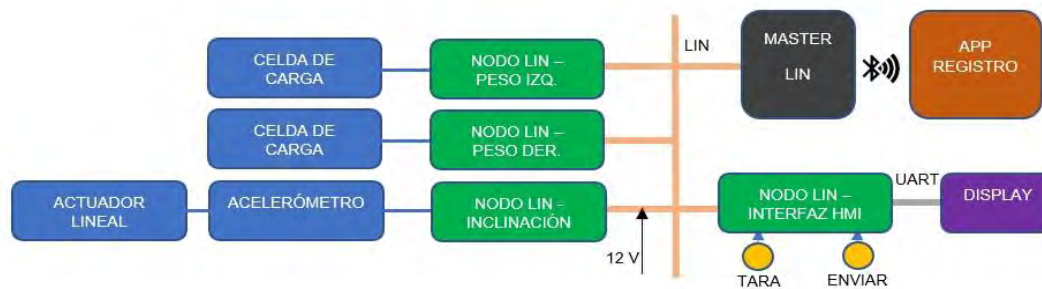


Figura 2: Diagrama en bloques del sistema de adquisición de datos.

2.3 Resultados

En la Figura 3 (izquierda) se observa el prototipo final. Puede notarse el plano de camilla acolchado montado sobre la estructura de soporte y la plataforma de apoyo de pies para el paciente. Debajo del plano de camilla se ubica el actuador, el interruptor general y las cajas de alimentación y de electrónica. Mediante un control remoto se acciona el actuador para el ascenso/descenso del paciente. El equipo tiene capacidad de conexión con una aplicación Android desarrollada para tal fin, utilizando el software Android Studio. En la Figura 3 (derecha) se muestra el display de usuario y la aplicación desarrollada. Los datos de peso en cada celda y ángulo de inclinación se envían de manera constante a la App. Cuando el profesional de salud lo decide, puede pulsar el botón “Registrar” en la app para guardar las lecturas, y luego optar por “Enviar email” para que los datos registrados se envíen a una casilla de email preconfigurada en la app. De esa manera, los datos medidos para un paciente quedan almacenados, a modo de historial, permitiendo el seguimiento de la evolución de la terapia de rehabilitación.



Figura 3. Vista del prototipo final funcionando

La camilla lleva un año en uso en la institución y ha resultado una herramienta de enorme utilidad para los profesionales médicos en la valoración de la terapia de rehabilitación de pacientes. La Tabla 1 recoge métricas de uso y valoración de la utilidad de la camilla por parte de profesionales (3 médicos y 6 kinesiólogos) y por parte de los pacientes.

Cantidad de pacientes	Valoración médica	Valoración paciente
165	100%	92%

Tabla 1. Métricas de uso y valoración de utilidad.

El total de los profesionales reconocen la utilidad del equipo para cuantificar el progreso de una terapia en base a las medidas de ángulo y fuerza de extremidades inferiores, ya que antes no poseían más que una estimación visual subjetiva de la terapia. Además, valoran fuertemente que se registren los datos de cada sesión, formando un registro longitudinal del seguimiento de cada paciente. Desde el punto de vista del paciente, la mayoría reconoce que medir el grado de recuperación impacta positivamente en su evolución y que se siente mejor cuidado, mientras que unos pocos se manifiestan indiferentes. Dado que la industria nacional no posee fabricantes de este tipo de equipos, las camillas avanzadas deben importarse o adaptarse a partir de camillas existentes, cuyo diseño inicial no fue pensado para evaluar la recuperación del paciente y por lo tanto puede no resultar adecuado.

3. Conclusiones

Actualmente los pacientes se encuentran en condiciones de ser asistidos por este tipo de tecnologías específicas, que mejoren tanto la calidad de vida del paciente como la calidad de la atención médica, con lapsos más cortos de recuperación y capacidad de medición cuantitativa de la mejora durante el proceso de rehabilitación. El prototipo desarrollado permite bipedestar gradualmente a los pacientes y utiliza sensores que permiten medir la fuerza que realiza el paciente en cada pierna y el ángulo de inclinación. Estos datos permiten al profesional de la salud cuantificar el efecto de la terapia de rehabilitación en el tiempo, a medida que el paciente mejora su fuerza y recupera el tono muscular. El equipamiento posee capacidad de transmisión y registro de los datos sensados hacia una aplicación móvil creada para tal fin. Es una herramienta valiosa para que el profesional de salud cuente con un índice numérico de la recuperación de un paciente, algo que habitualmente se estima de manera visual subjetiva. La contribución de este desarrollo a la sustitución de importaciones es significativa para emprendimientos comerciales en el sector de tecnología médica.

4. Referencias

- [1] L. A. L. Contreras, E. C. Casallas, and G. S. Prieto, G. S. Estudio de los rangos articulares en la bipedestación estática en personas normales vs. amputados transtibiales. *Revista Tecnura*, 17(2), 60–68, 2013.
- [2] Camsi Equipamiento Ortopédico. Camillas de Bipedestación Manual y Eléctrica. Recuperado el 15 de marzo de 2023 de <https://www.camsi.com.ar/camillas-de-bipedestacion/>
- [3] R. Saavedra, E. García, and T. San Antonio. Diseño de un equipo de bipedestación. *Revista Ingeniería UC*, 20(1), 25–33, 2013.
- [4] N. A. Oñate, and M. A. Beltrán. Equipamiento para la discapacidad: propuesta de un bipedestador eléctrico infantil. XIV Int. Congress on Project Engineering, Madrid, España, 2473-2484, 2010.
- [5] LOH Medical. Rehab Equipment. Recuperado el 17 de marzo de 2023 de <https://www.lohmedical.com/c/rehab-equipment/>
- [6] Canal Helios Electromedicina. Camilla Fisioterapia y Rehabilitación [Archivo de Video]. YouTube. <https://www.youtube.com/watch?v=JMSPwTIWJIc>, 2022
- [7] Medinox Equipamientos Clínicos. Camilla de bipedestación MSCE2221PI. Recuperado el 17 de marzo de 2023 de <https://www.linak.com/products/linear-actuators/la31-careline/>
- [8] Concepto Salud. Camilla de Bipedestación Eléctrica. Recuperado el 17 de marzo de 2023 de <https://www.conceptosalud.com.ar/productos/camilla-de-bipedestacion-electrica/>
- [9] Ortoweb. Camillas de Bipedestación Eléctricas. Recuperado el 15 de marzo de 2023 de <https://www.ortoweb.com/camillas-de-bipedestacion-electricas>
- [10] D. F. Carvajal Flores. Design of a stretcher for patient mobilization and standing. [Artículo Científico, Universidad Técnica del Norte, Ecuador]. <http://repositorio.utn.edu.ec/bitstream/123456789/5613/2/ARTICLE.pdf>, 2016
- [11] A. Abdullah, and A. Kausar, Z. (2018). Control of sit to stand mechanism of assistive device for paraplegics. *J. Phys.: Conf. Ser.* 1016 012005, 2018.
- [12] J. Parreño, O. Lara, F. V. Acuña Coello, J. M. Barreno Oñate, M. A. Campaña Olmos. Diseño de un bipedestador semiautomático reajutable para el desplazamiento de personas con paraplejia. *Revista Cubana de Investigaciones Médicas*, 40(2), 1–17, 2021.
- [13] Linak (s.f.). Linear Actuators. LA31 Careline. Recuperado el 16 de marzo de 2023 de <https://www.linak.com/products/linear-actuators/la31-careline/>
- [14] Flexar S.R.L. (s.f.). Celda de carga CTM100. Recuperado el 17 de marzo de 2023 de <http://www.flexar.com.ar/productos/ctm/>
- [15] Analog Devices (2010). Small, low power, 3-Axis ± 3 g accelerometer [Archivo PDF]. <https://www.analog.com/media/en/technical-documentation/data-sheets/ADXL335.pdf>, 2010

SENSOR DE FIBRA ÓPTICA POLIMÉRICA PARA MONITORAMENTO DE VELOCIDADE DE ONDA DE PULSO

Weliton M. R. dos Santos¹, Maria J. Pontes¹, Paulo F. C. Antunes^{2,3},
Cátia S. J. Leitão², Camilo A. R. Díaz¹

¹ Laboratório de Telecomunicações (LabTel), Departamento de Engenharia Elétrica,
Universidade Federal do Espírito Santo, Brasil, E-mail: weliton.santos@edu.ufes.br,
maria.pontes@ufes.br, camilo.diaz@ufes.br

² Instituto de Nanoestruturas, Nanomodelação e Nanofabricação (i3N), Departamento de
Física, Universidade de Aveiro, Portugal, E-mail: catia.leitao@ua.pt

³ Instituto de Telecomunicações, Campus de Santiago, Aveiro, Portugal,
E-mail: pantunes@ua.pt

Resumo: *A rigidez arterial é considerada um fator importante na determinação do desenvolvimento de doenças cardiovasculares, incluindo insuficiência cardíaca e acidente vascular cerebral, o qual ocorre quando a artéria perde elasticidade e apresenta resistência à deformação. Alguns fatores podem contribuir para o endurecimento da artéria, como hipertensão, diabetes e processo de envelhecimento. Portanto, a velocidade de onda de pulso (VOP) está relacionada e é um importante indicador para este quadro, atuando como um prognóstico para complicações cardíacas. Este trabalho apresenta a proposta e validação de um sensor baseado em fibra óptica polimérica (POF) de baixo custo projetado para avaliar a VOP na artéria carótida. O estudo realizado mostra a aplicação do sensor em um indivíduo adulto saudável detectando a forma de onda e a VOP de 6,48 m/s, a qual está em concordância com valores observados em função da faixa etária do indivíduo.*

Palavras-chave: *Velocidade de Onda de Pulso, Fibra Óptica Polimérica, Sensor em Fibra Óptica.*

Abstract: *Arterial stiffness is considered an important factor in determining the development of cardiovascular diseases, including heart failure and stroke, which occurs when the artery loses elasticity and presents resistance to deformation. Some factors can contribute to the hardening of the artery, such as hypertension, diabetes and the aging process. Therefore, pulse wave velocity (PWV) is related and is an important indicator for this framework acting as a prognostic for cardiac complications. This work presents a low-cost polymer-optic fiber (POF) sensor designed to evaluate the PWV in the carotid artery. The study showed the application of the sensor in a healthy adult individual, detecting the carotid wave shape and PWV of 6.48 m/s, which is in agreement with observed values for the age group of the subject.*

Keywords: *Pulse Wave Velocity, Polymer Optical Fiber, Optical Fiber Sensor.*

1. Introdução

As doenças cardiovasculares, a cada ano lideram a lista de doenças com maior mortalidade no mundo, sendo mais mortais que o câncer e doenças respiratórias crônicas combinadas [1]. Estudos recentes mostram como a velocidade de onda de pulso (VOP) pode ser utilizada como um indicador do aumento da rigidez arterial associada ao risco de doenças cardíacas como hipertensão, diabetes, insuficiência cardíaca e infarto [2, 3]. Atualmente, existem equipamentos comerciais utilizados para avaliar o sistema cardiovascular, como são o SphygmoCor (Atcor Medical), VICODER (SMT Medical Technology) e o Complior Analyse (Alam Medical), porém estes equipamentos possuem um alto preço e utilizam componentes eletrônicos que sofrem interferência eletromagnética podendo afetar a precisão do diagnóstico, especialmente em ambientes clínicos onde equipamentos de ressonância magnética ou similares, são usados. Além disso, é necessário ter acesso a um hospital ou uma clínica e ter profissionais da saúde treinados para realizar os exames [4].

Com o intuito de reduzir o custo e facilitar o exame do pulso arterial, estudos avaliaram o uso de novas técnicas para aquisição da velocidade de pulso através de bioimpedância [5], acelerômetros [6], fotopletimografia [7], sensores piezoelétricos [8] e sensores de pressão [9]. Entretanto, esses sensores não isolam a parte eletrônica do paciente, e apresentam a mesma limitação dos dispositivos comerciais. Neste contexto, os sensores em fibra óptica aparecem como uma alternativa, pois eles são de baixo custo, apresentam maior sensibilidade, são leves e não sofrem interferência eletromagnética [10].

No estado da arte, dispositivos para medição do formato de onda na carótida baseados em redes de Bragg (FBGs) [11] ou em fibra óptica polimérica (POF) [12], têm sido apresentados, sendo as POF a solução de mais baixo custo. Porém, até onde os autores sabem, sistemas para o monitoramento da VOP usando modulação de intensidade em POF têm sido pouco explorados. Os métodos convencionais para a medição da VOP aplicam duas pontas de prova em locais distintos como por exemplo carótida e femoral ou tornozelo e braço. Neste contexto, este trabalho propõe o desenvolvimento e validação de um sensor em POF para I) monitorar a forma de onda do pulso na carótida [12] e II) como sensor de VOP através da aquisição do sinal com duas pontas de prova.

2. Metodologia

2.1 Sensor em fibra óptica polimérica

O sensor proposto apresentado na Figura 1, é fabricado em impressão 3D com filamento de ácido polilático (PLA). A ponta de prova (Figura 1(a)), faz contato com a pele do usuário para se movimentar junto com a pulsação arterial quando aplicada sobre o pescoço, voltando para a posição inicial pela força elástica de uma mola interna do sensor. Esse movimento causado pela artéria (força aplicada) provoca uma alteração na cavidade interna do sensor e consequentemente na distância entre a fita refletiva e a POF, variando a potência óptica, ou seja, é modulada a intensidade de luz em função do tamanho da cavidade [12].

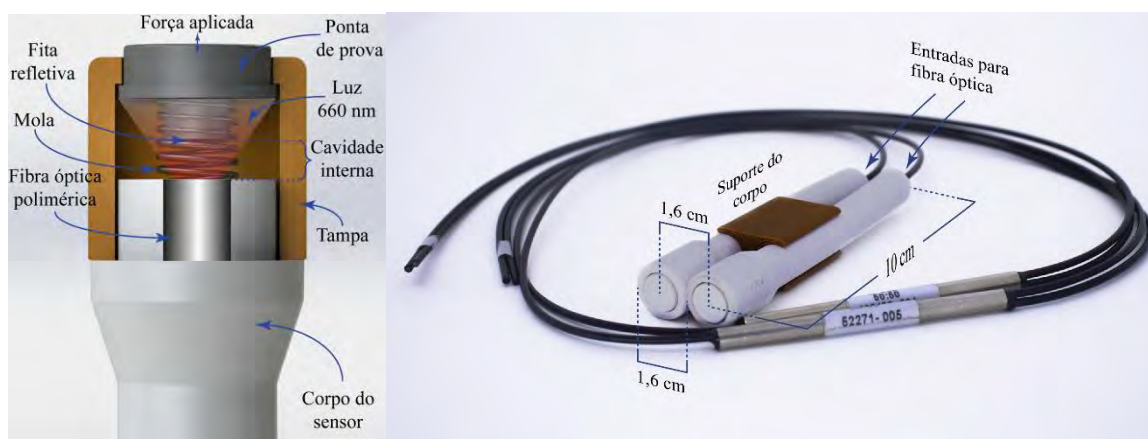


Figura 1: Modelo 3D da ponta de prova do sensor proposto e suas dimensões.

Como observado na Figura 1(a), a POF ilumina a cavidade interna do sensor, com um diodo emissor de luz (LED) centrado nos 660 nm (IF-E97, Industrial Fiberoptics), onde parte da luz refletida pela fita refletiva é acoplada através da mesma POF. Esta potência óptica é percebida por um fotodetector (PD, IF-D93, Industrial Fiberoptics) para conversão eletro-óptica, através de um acoplador óptico 50:50 (OC, IF-562, Industrial Fiberoptics), o qual é inserido nas pontas de prova nas entradas para fibra óptica (Figura 1(b)).

A Figura 1(b) apresenta o modelo 3-D do sensor proposto. Para a realização da medida de forma local, o sensor apresenta um suporte para duas pontas de prova, com o objetivo de parametrizar a distância e permitir calcular a VOP quando a medida é realizada na carótida. Por outra parte, as pontas de prova podem ser separadas do suporte e calcular a VOP com as medidas de cada paciente. As duas pontas de prova estão separadas com uma distância de 1,6 cm. O raio da ponta de prova considerando a tampa do sensor é de 1,6 cm e o comprimento do sensor é de 10 cm. Estas dimensões foram selecionadas para ter a fixação ergonômica do dispositivo, pois elas são próximas a canetas esferográficas.

A validação do sensor foi feita através do teste em um indivíduo adulto (25 anos) saudável. Ele esteve em repouso numa cadeira e o sensor foi posicionado no pescoço (carótida) durante 10 segundos. Para a digitalização da informação, o sistema de aquisição foi o (DAQ, USB-6211, National Instruments) que realiza a leitura do PD com um conversor analógico-digital (ADC) de 16-bit de resolução e uma taxa de amostragem de 125.000 amostras por segundo por canal. A leitura dos dados foi feita em tempo real através do DAQ com o programa MATLAB®. Depois de guardados os dados, passaram por um filtro digital Butterworth passa banda de segunda ordem com frequência de corte em 0.7 e 10 Hz [12] para eliminar ruídos oriundos da digitalização e da variação na leitura causada pelos movimentos respiratórios e do posicionamento do sensor no pescoço. Com a utilização de dois sensores simultaneamente é possível avaliar a VOP através da Equação (1):

$$VOP = \frac{D}{\Delta t}, \quad (1)$$

onde D é a distância de propagação do pulso, considerada como a distância entre os dois sensores, e Δt o tempo de atraso da ocorrência da onda de pulso entre os dois sensores. O atraso das ondas é calculado através de um ponto específico identificado pelo pico de pressão que ocorre em todo ciclo cardíaco.

3. Resultados e Discussão

A Figura 2(a) mostra os dados coletados no teste onde cada ponta de prova é representada por uma cor, i.e. laranja ou azul, nas curvas da Figura 2. Na etapa de pós-processamento, tal como referido na seção anterior, os dados passam por um filtro passa banda que permite mitigar oscilações ou ruídos indesejados do sinal fora da gama de valores de frequência típica dos sinais que se pretende analisar. Seguida a filtragem, cada sinal é normalizado para a identificação da VOP. Este processo foi feito através dos pontos de pico de cada pulso em cada ponta de prova (Figura 2(b)), após detectar o tempo em que cada pico ocorre, foi feita uma média de tempo entre os 11 pulsos detectados para calcular a velocidade na distância de 1,6 cm das pontas de prova (Figura 1(b)). Para o teste realizado a velocidade de pulso média encontrada foi de 6,48 m/s, valor esperado para a faixa etária do indivíduo analisado [13].

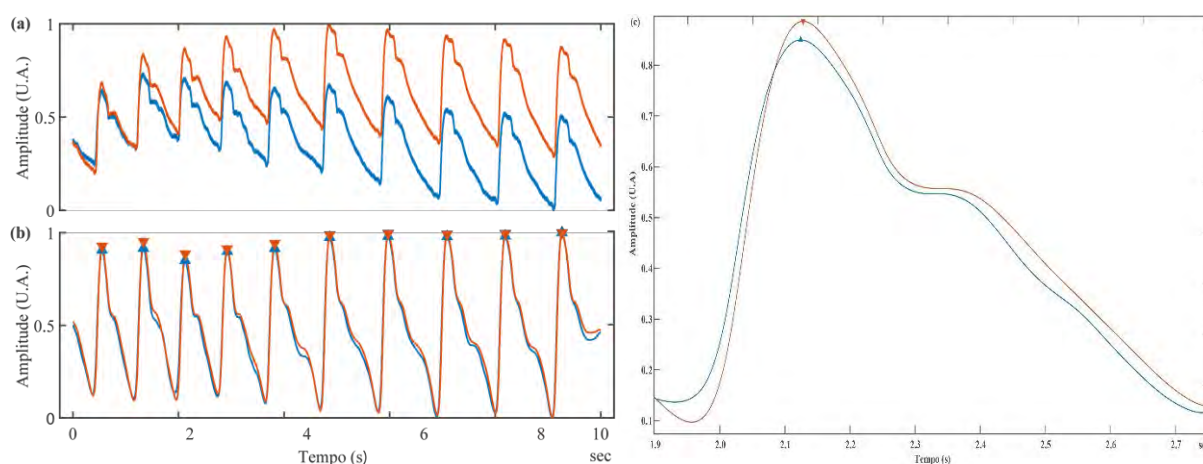


Figura 2: (a) Forma de onda dos pulsos detectados pelo sensor, (b) Dados pós-processamento, (c) vista ampliada dos pulsos referente a um ciclo cardíaco.

4. Conclusões

O presente trabalho apresentou o desenvolvimento de um sensor baseado em POF para aquisição da VOP. Após avaliação com um indivíduo saudável, o valor de 6,48 m/s foi obtido, valor que se encontra dentro da margem da faixa etária do mesmo. O sensor proposto pode contribuir no desenvolvimento de um sistema não invasivo capaz de avaliar o risco de doenças cardíacas, com a capacidade de detectar a forma de onda dos batimentos cardíacos, os batimentos por minuto, pressão arterial e a VOP. Adicionalmente, o processo de fabricação é simples e de baixo custo. Trabalhos futuros envolvem a caracterização do sensor com vários pacientes sadios e com comorbidades cardíacas assim como a miniaturização do sistema de aquisição visando a portabilidade e o uso clínico do mesmo.

5. Agradecimentos

Este trabalho é parcialmente financiado pela FAPES (209/2018 - Edital Especial CPID). Camilo Diaz agradece o apoio financeiro da FAPES (459/2021), CNPq (310668/2021-2) e MCTI/FNDCT/FINEP (2784/20).

Referências

- [1] Lloyd-Jones DM et al. "Life's Essential 8: updating and enhancing the American Heart Association's construct of cardiovascular health: a presidential advisory from the American Heart Association". *Circulation*. 2022; 146:e18–e43. doi: 10.1161/CIR.000000000001078.
- [2] Niiranen TJ. et al. "Prevalence, correlates, and prognosis of healthy vascular aging in a western community-dwelling cohort: the Framingham Heart Study". *Hypertension*. 2017; 70:267–274. doi: 10.1161/HYPERTENSIONAHA.117.0902.

- [3] de la Sierra A. et al. "Pulse Wave Velocity and Blood Pressure Variability as Prognostic Indicators in Very Elderly Patients". *Journal of Clinical Medicine*. 2023; 12(4):1510. <https://doi.org/10.3390/jcm12041510>.
- [4] G. Chakraborty et al. "Proposal of a Cheap Pulse Wave Velocity (PWV) Meter Using Photoplethysmography," 2018 12th International Conference on Sensing Technology (ICST), Limerick, Ireland, 2018, pp. 293-298, doi: 10.1109/ICSensT.2018.8603558.
- [5] R. Kusche et al. "A Multichannel Real-Time Bioimpedance Measurement Device for Pulse Wave Analysis," in *IEEE Transactions on Biomedical Circuits and Systems*, vol. 12, no. 3, pp. 614-622, June 2018, doi: 10.1109/TBCAS.2018.2812222.
- [6] Arathy R. et al." 2017 IEEE International Symposium on Medical Measurements and Applications (MeMeA), Rochester, MN, USA, 2017, pp. 426-431, doi: 10.1109/MeMeA.2017.7985914.
- [7] Nabeel PM. et al. "Experimental validation of dual PPG local pulse wave velocity probe," 2017 IEEE International Symposium on Medical Measurements and Applications (MeMeA), Rochester, MN, USA, 2017, pp. 408-413, doi: 10.1109/MeMeA.2017.7985911.
- [8] T. Katsuura et al. "Wearable pulse wave velocity sensor using flexible piezoelectric film array," 2017 IEEE Biomedical Circuits and Systems Conference (BioCAS), Turin, Italy, 2017, pp. 1-4, doi: 10.1109/BIOCAS.2017.8325551.
- [9] I. Buraioli et al. "A New Noninvasive System for Clinical Pulse Wave Velocity Assessment: The Athos Device," in *IEEE Transactions on Biomedical Circuits and Systems*, vol. 15, no. 1, pp. 133-142, Feb. 2021, doi: 10.1109/TBCAS.2021.3058010.
- [10] Leal-Junior AG. et al. "Polymer Optical Fiber Sensors in Healthcare Applications: A Comprehensive Review". *Sensors*. 2019; 19(14):3156. <https://doi.org/10.3390/s19143156>.
- [11] Díaz, C.A.R. et al. "Low-Cost Interrogation Technique for Dynamic Measurements with FBG-Based Devices. *Sensors* 2017, 17, 2414. <https://doi.org/10.3390/s17102414>.
- [12] Leitão, C. et al. Clinical evaluation of an optical fiber-based probe for the assessment of central arterial pulse waves. *Hypertens Res* 41, 904–912 (2018). <https://doi.org/10.1038/s41440-018-0089-2>.
- [13] Díaz A. et al. "Reference values of pulse wave velocity in healthy people from an urban and rural argentinean population". *Int J Hypertens*. 2014;2014:653239. doi: 10.1155/2014/653239.

IMPLEMENTACIÓN DE UN DISPOSITIVO ELECTRÓNICO Y BIOMÉDICO PARA LA DETECCIÓN DE PRESIONES PLANTARES EN PACIENTES CON PIE DIABÉTICO

Luis Eduardo Rodríguez Cheu

Universidad Escuela Colombiana de ingeniería Julio Garavito, Colombia,
luis.rodriguez@escuelaing.edu.co

Simón Alejandro Rubiano Franco

Empresa todopie, Colombia, gerencia@todopie.com

Resumen

En este proyecto de investigación se realizó un estudio de podometría a pacientes patológicos, los cuales dieron pautas para el desarrollo de un prototipo de plantilla sensorizada de bajo costo, con materiales cómodos, los que pueden ser usados dentro del zapato al momento de caminar, permitiendo analizar los patrones de la marcha en pacientes con pie diabético. Buscando ayudar en el diagnóstico más oportuno, fácil y rápido para evitar futuras enfermedades, es decir, que sea un diagnóstico fácil y rápido de desarrollar en cualquier tipo de ambiente. Con el este prototipo se realizó un análisis comparativo de la marcha en diferentes tipos de terrenos, entre ellos, plano vs terreno no uniforme de manera que a futuro este pueda ser útil para la adecuación del calzado en pacientes, en cada tipo de actividad y terreno, generando una evaluación completa con ventajas para el profesional de la salud a la hora de tratar a un paciente y principalmente aportando una ayuda considerable en temas de costos y beneficios, el sistema de sensores presiones plantar es acompañado de un sensor inercial mejorando la calidad de medida y aportando variables cinemáticas al análisis.

Palabras clave: Presiones plantares, plantillas sensorizadas, pie diabético.

1. Introducción: Las patologías asociadas a la marcha humana son una problemática que cada día les aqueja a más personas en el mundo. Entre las más relevantes podemos mencionar: las alteraciones en el tobillo: flexión plantar exagerada, flexión dorsal exagerada,

etc.; alteraciones en las rodillas como la flexión inadecuada, y las alteraciones en cadera como las afectaciones en el plano frontal. Así mismo el cambio de la marcha por agentes como el ciclo de vida, alteraciones y accidentes que conllevan una fricción entre el piso, donde el pie proporciona soporte al peso, fuerzas de propulsión, absorción de impactos y dificultad en adaptarse a las variaciones del terreno y lograr estabilidad.

Igualmente, otro tipo de enfermedades como la diabetes que actualmente afecta a más de 422 millones de personas alrededor del mundo y la artritis que en países como Estados Unidos de ser una de las causas más comunes de discapacidad al tener más de 50 millones de adultos que la padecen; son enfermedades que causan, malformaciones, úlceras, llagas, etc [1]. En este proyecto de investigación se realizó un estudio de podometría a pacientes patológicos y sanos, los cuales dieron pautas para el desarrollo de un prototipo de plantilla sensorizada de bajo costo, con materiales utilizados en la empresa *todopie*, el sistema propuesto es capaz de medir las presiones plantares y las fases de la marcha de un paciente.

Al hacer un estudio de ciertos dispositivos que favorecen el análisis de marcha para la prevención y tratamiento de patologías se ha encontrado diferentes herramientas que permiten un análisis completo, algunos de estos ejemplos son: Sistemas opto eléctricos de cámaras infrarrojas junto con cámaras de video convencionales para un estudio posterior de la marcha del paciente, plataformas de fuerza para el análisis de presiones plantares de acuerdo a las fases y ciclos de la marcha, goniómetros y acelerómetros. Estos proporcionan estudios completos de medición de los ciclos y los parámetros asociados de manera clara en una fase de marcha ya sea en pacientes sanos o con patologías [2].

Estas herramientas mencionadas anteriormente son usadas y desarrolladas por grandes empresas y con alta trayectoria como: Tekscan con su sistema F-Scan™ [3] que proporciona mediciones de tres variables tales como: Presión, fuerza y tiempo para la función del pie y el análisis de la marcha; cabe resaltar que esta empresa cuenta con plantillas de presiones plantares y esterillas; el problema es su alto costo de adquisición, a pesar de ser menor al de la mayoría de los sistemas de análisis de marcha. Por otro lado, la empresa Moticon [4] ha desarrollado tres tipos de plantillas de presión que miden: presión, peso, equilibrio y movimiento, con un sistema completamente inalámbrico. Por ultimo las plantillas PEDAR

[5] que cuentan con un sistema completo de medición para obtener presiones de manera que se vigilen las cargas entre el pie y el zapato.

2. Desarrollo:

Es por este motivo, que en este proyecto de investigación, se planteó un diseño de una plantilla a partir un modelo de medición de presiones plantares, que puede ser utilizado con zapatos en ambientes cotidianos en un terreno plano vs no uniforme a diferencia de las plataformas que lo hacen laboratorios controlados con los pacientes descalzos.

Además del prototipo a validar se realizó un análisis comparativo de la marcha en terreno plano vs terreno no uniforme da manera que a futuro este pueda ser útil para la adecuación de calzado en cada tipo de actividad y terreno, generando una evaluación completa con ventajas para el profesional de la salud a la hora de tratar a un paciente y principalmente aportando una ayuda considerable en temas de costos y beneficios.

El estudio realizado permite examinar el cambio del comportamiento del pie cuando interactúa con el piso mediante un sistema visual de colorimetría, la cual indica cuando hay cambios en las presiones, esto se puede apreciar en las siguientes imágenes.

En las figuras 1 y 2 se evidencian las presiones plantares de los pacientes artríticos y diabéticos, se puede destacar de estas mediciones que hay un apoyo en las cabezas de los metatarsianos con una presión superior a los 100 KPa lo cual indica que hay una alta descarga del peso en estos puntos, junto con un choque en el talón total con una presión superior a los 120 KPa, además, no se evidencia presión en arco plantar lo que podría indicar un pies cabo, pero se debe tener en cuenta la opción médica para el debido análisis.

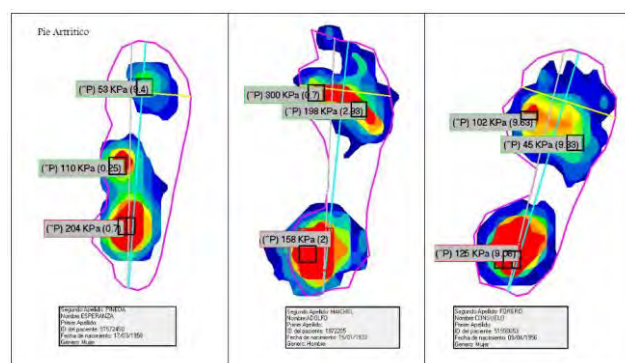


Figura 1. Resultados esterilla pacientes con artritis, fuentes del proyecto.

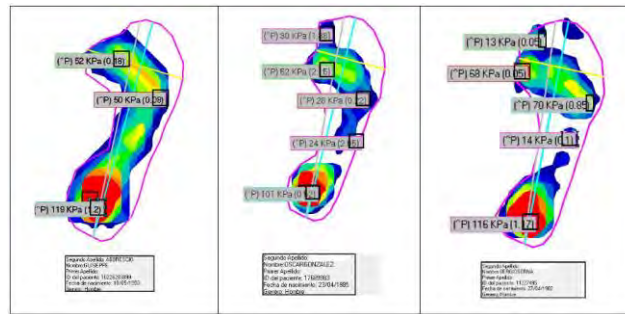


Figura 2. Resultados esterilla pacientes con diabetes, fuentes del proyecto.

Los datos registrados de pacientes que acuden a la clínica *todopie* permitieron diferenciar tres zonas de registro: Ante pie, medio pie y retropié como se evidencia en la Figura 3. En estas zonas la literatura como en el estudio realizado, evidencian que los puntos varían dependiendo el tipo de paciente, pero se verifica que si hay zonas y puntos estratégicos para un análisis de este tipo en común.

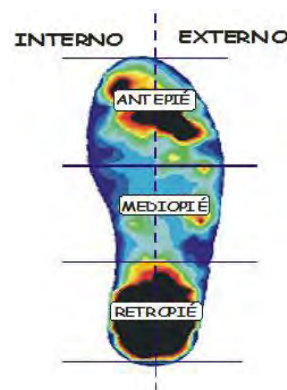


Figura 3. Zonas de división de la planta del pie para el análisis de las presiones plantares

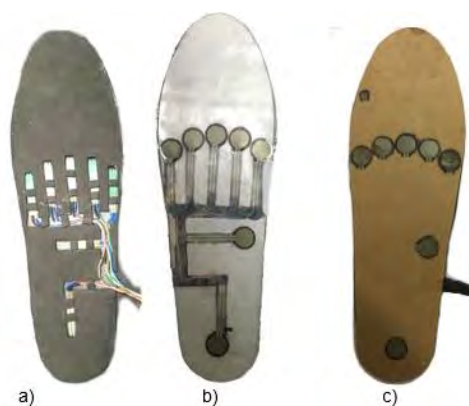


Figura 4. Diseño y fabricación a) Vista inferior B.) Vista superior C.) Vista superior final

De esta manera el análisis concluye con la siguiente conclusión: **las ubicaciones de los sensores deberían ser como se muestra en la Figura 4**, Con la cual se buscó detectar las presiones en los puntos clave, a un bajo costo, con el uso de sensores resistivos FSR a comparación de los dispositivos que hay en el mercado actualmente.

3. Resultados:

Durante el proceso de desarrollo del dispositivo se realizaron diferentes tipos de pruebas, presentado resultados satisfactorios como se ilustra en la figura 5. En esta figura se evidencia la plantilla en su fase final con los sensores y la tarjeta electrónica donde se juntan los componentes. De igual manera la visualización del muestreo se elaboró mediante la herramienta Matlab. Con dicho software se obtuvo la interfaz gráfica (Figura 5) donde ilustra tres secciones: La primera es la colorimetría que revela los niveles de presión, el eje Y está en gramos según el peso ejercido y la ubicación de los sensores, fuera de esto, en esta parte de la interfaz se tiene una ventaja que permite hacer un adelanto o un atraso de las muestras para un mejor análisis. La segunda sección reflejada en la Figura 6 permite ver de manera gráfica dichas presiones; en este caso se tomaron muestras en terreno fijo uniforme vs suelo no uniforme (césped).

Como principal resultado se obtuvo una plantilla sensorizada a partir de sensores FSR y una unidad inercial IMU, así como la tarjeta electrónica que sirve de bioinstrumentación y de interfaz de comunicación con la aplicación app desarrollada para la visualización de los resultados. La interfaz gráfica presenta dos secciones: La primera es la colorimetría que revela los niveles de presión, el eje Y está en gramos según el peso ejercido y la ubicación de los sensores, fuera de esto, en esta parte de la interfaz se tiene una ventaja que permite hacer un adelanto o un atraso de las muestras para un mejor análisis. La segunda sección permite ver de manera gráfica dichas presiones.

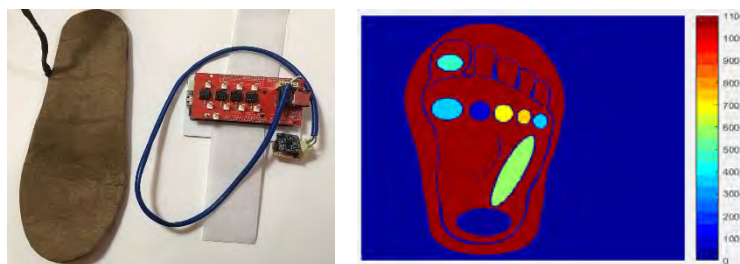


Figura 5. Prototipo final y prueba de presiones plantares

En cuanto a los parámetros de la marcha se evidencio normalidad ya que estos están dentro de los límites normales según la tabla 1. La velocidad media obtenida al caminar fue de 1.6 m/s; finalmente, una longitud de la zancada promedió 1.7 metros estos resultados a partir de la velocidad angular del sensor inercial IMU1. A continuación, se presentan resultados de los sensores de presión plantar, en un paciente objetivo, figura 6.

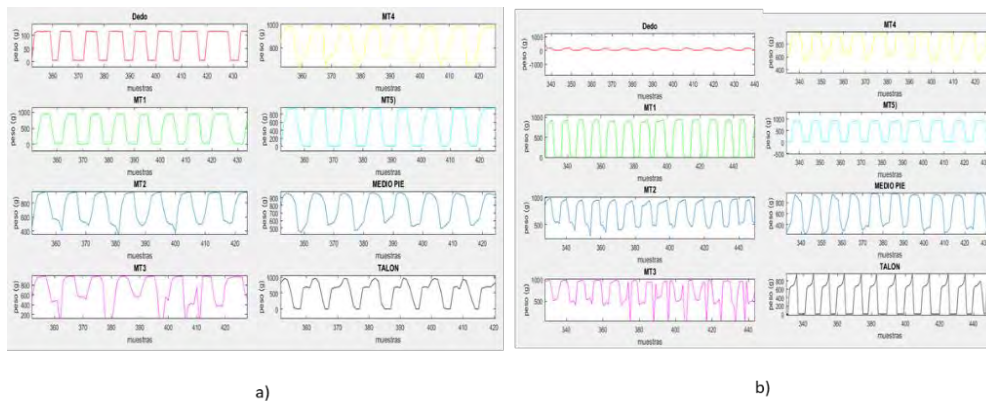


Figura 6. Parte dos de la interfaz, graficas de presión de cada sensor 4 graficas de presión dedo, MT1, MT2 y MT3 y 4 graficas de presión MT4, MT5, medio pie y talón, a) sobre concreto y b) sobre césped.

4. Conclusión: Se logró conseguir un producto final como se planteó inicialmente, se obtuvo una plantilla para la medición de presiones plantares haciendo uso de los sensores FSR e IMU; con un bajo costo en relación con dispositivos que hay actualmente en el mercado. Adicionalmente se desarrolló una interfaz gráfica amigable, diciente y clara para la persona que hagan uso de ella. El desarrollo de este dispositivo permitió medir las respuestas a las alteraciones que puede llegar a presentar los sensores insertados en la plantilla dando como resultado la confiabilidad de la medida en la distribución del pico de presión plantar.

5. Referencias

- [1]. World health organization, “Diabetes,” november 2017. [Online]. Available: <http://www.who.int/mediacentre/factsheets/fs312/en/>.
- [2]. K. Kanitthika and K. S. Chan, “Pressure sensor positions on insole used for walking analysis,” *Proc. Int. Symp. Consum. Electron. ISCE*, pp. 1–2, 2014.
- [3]. I. N. A. C. Setting, “FOOT PRESSURE MEASUREMENT,” pp. 1–17, 2012.
- [4]. D. Cunado, M. S. Nixon, and J. N. Carter, “Automatic extraction and description of human gait models for recognition purposes,” *Comput. Vis. Image Underst.*, vol. 90, no. 1, pp. 1–41, 2003.
- [5]. H. Zhu, J. J. Wertsch, G. F. Harris, H. M. Alba, and M. B. Price, “Sensate and Insensate In-Shoe Plantar Pressures,” vol. 74, no. December, pp. 1–7, 1993.

DISEÑO Y VALIDACIÓN FUNCIONAL DE UN MANIQUÍ DE ENSAYOS PARA PLATAFORMAS DE REHABILITACIÓN DE LA MARCHA

Verónica Palomino-Díaz¹, Pablo Romero-Sorozabal¹, E. Rocon¹

¹CAR (Universidad Politécnica de Madrid – CSIC), España, v.p.diaz@csic.es

Resumen: El desarrollo de plataformas robóticas para rehabilitación se ha extendido en los últimos años, siendo de importancia garantizar el correcto funcionamiento de estos dispositivos, aumentando la fiabilidad de sus sistemas. Si la terapia es dirigida a niños es arriesgado que pueda aparecer algún tipo de fallo, por lo que es necesario integrar algún método de validación previo. Por ello, se deben disponer de herramientas que permitan la retroalimentación y el ensayo continuo de los sistemas robóticos. En este marco, se presenta el diseño y validación funcional de un maniquí de ensayos que facilite la evaluación de plataformas robóticas. En concreto, se destina su uso para la plataforma de entrenamiento de la marcha Discover2Walk. El fin de este maniquí es sustituir al sujeto de pruebas, alcanzando una respuesta humana realista. El diseño que se adopta sigue la antropometría de un niño de 3 años, donde se simula la movilidad de las articulaciones del miembro inferior. Se va a evaluar el diseño desarrollado, comprobando que se replica la movilidad de las articulaciones humanas, obteniendo un error admisible que posibilita su uso.

Palabras clave: maniquí de ensayos, rehabilitación, validación.

Abstract: The development of robotic platforms for rehabilitation has spread in recent years, and it is important to ensure the proper functioning of these devices, increasing the reliability of their systems. If the therapy is aimed at children, it is risky that some type of failure appears, so it is necessary to integrate some previous validation method. Therefore, validation tools that enable feedback and continuous testing of robotic systems must be available. This paper presents the design and functional validation of a dummy test to support the evaluation of robotic platforms. Specifically, it is intended for use with the Discover2Walk gait training platform. The purpose of this dummy is to replace the test subject, achieving a realistic human response. The chosen design follows the anthropometry of a 3-year-old child, where the mobility of the lower limb joints is simulated. We evaluate the developed design,

verifying that it replicates the mobility of human joints, with an admissible error that makes its use possible.

Keywords: *dummy test, rehabilitation, validation.*

1. Introducción

El uso de plataformas robóticas como medio de rehabilitación para diferentes enfermedades como la Parálisis Cerebral (PC), ha aumentado notablemente en las dos últimas décadas [1]. Durante el uso de estos dispositivos pueden aparecer problemas comunes, ya sea por el diseño o por el funcionamiento, como pueden ser cortes, rozaduras o alta presión sobre la superficie de la piel. Esto se puede deber al deslizamiento o incorrecto anclaje de las sujeciones. También, si el movimiento aplicado al paciente se excede del normal rango de movimiento (ROM) puede llegar a suponerle un peligro [2].

Además, si la plataforma se destina a niños muy pequeños, se debe considerar la dificultad de iniciar la terapia a tan temprana edad, ya que los niños llegan a asociar con miedo las situaciones nuevas y diferentes o que les suponga exceder su estancia en el hospital. Esto hace imprescindible que se no se demoren los tiempos de terapia, ya sea por tiempo de preparación, por fallos en el sistema o cualquier otro imprevisto que llegue a incomodar al niño. Esto hace vital que la plataforma actúe sin fallo alguno. Para conseguirlo, se pueden realizar ensayos que evalúen y mejoren la fiabilidad del sistema. Existen ciertos estudios que han llegado a desarrollar métodos de evaluación para comprobar el funcionamiento de los sistemas que incluyen las plataformas, como el proyecto COVR donde se proporcionan técnicas de seguridad y una guía o “protocolo” para la validación [4]. Aun así, como la rehabilitación mediante robótica es un campo bastante nuevo, existe una menor disponibilidad de mejores prácticas y normativas de seguridad aplicable [3].

En este contexto, se presenta el diseño de un maniquí articulado de miembro inferior que posibilita la evaluación y la realización de ensayos en plataformas de rehabilitación. Concretamente, se destina su uso para la validación de la plataforma de actuación por cables Discover2Walk, que sirve para la rehabilitación de la marcha en bebés con PC. El uso del maniquí posibilita que la retroalimentación y mejora del dispositivo pueda ser paralela a las terapias de hospital, evitando esperas por los Comités de Ética, disponibilidad del hospital o el horario libre de los niños.

En el diseño de este maniquí se desarrollan los 7 grados de libertad (DOF) de cada pierna, consiguiendo una alta fidelidad respecto a un modelo humano, ya que se pretende mimetizar la estética y sensación frente al cuerpo de un niño de 3 años. En este estudio se define un método de evaluación para el uso del maniquí, donde se evalúa el rango de movilidad máximo que se puede alcanzar en cada articulación. Para esta evaluación, se utiliza el software de movimiento 2D Kinovea®.

2. Desarrollo

2.1 Diseño conceptual

El principal objetivo de un maniquí de ensayos es replicar con alta fidelidad un modelo real, consiguiendo que los resultados de los ensayos sean semejantes a los obtenidos con un paciente. Para ello, se van a añadir elementos blandos y elásticos que cubran el exterior del maniquí, imitando la piel y la sensación al tacto. Entre las características propuestas, se requiere una alta antropometría, por lo que se divide el miembro inferior según segmentos (altura del pie hasta el tobillo, tibia, fémur y cadera). La dimensión de estos segmentos se calcula según la altura del sujeto, basado en un porcentaje proporcional al resto de segmentos del cuerpo [5]. Así, se determina que el peso y la altura del maniquí se corresponde con la de un niño de 3 años, y que su talla se corresponde con la media, siendo el percentil 50 (P50), que proporciona la OMS [6], donde la altura es de 96 cm y el peso de 15 kg. Con estos datos, se obtienen las distancias entre centros de rotación de cada articulación, pesos por segmento y centros de masa. Otra característica esencial es que cinemáticamente se debe cumplir con los mínimos DOF necesarios para replicar el movimiento de las piernas, con los mismos límites de movilidad, correspondiendo al rango natural de movimiento del cuerpo humano [7]. Por esto, se estudian los grados de libertad de cada articulación y los movimientos que se desarrollan, adoptando por pierna un máximo de 7 DOF.

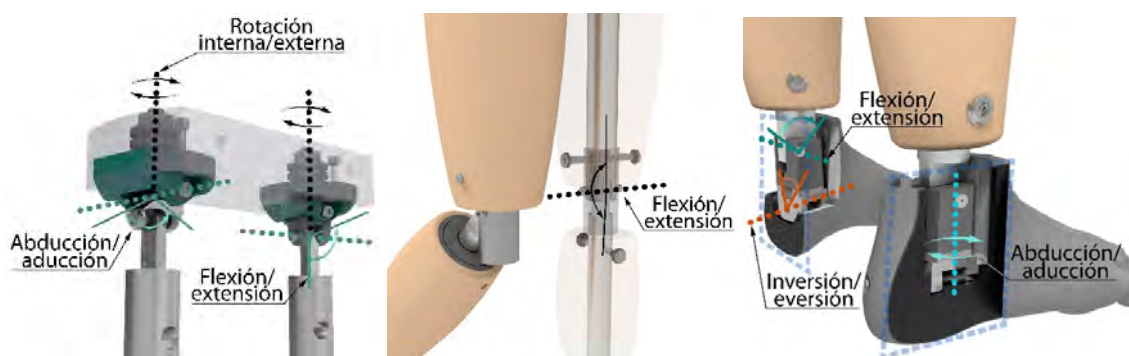


Figura 1. Vistas del diseño para las articulaciones de cadera, rodilla y tobillo.

2.2 Diseño mecánico

El miembro inferior consta de las articulaciones de la cadera, rodilla y tobillo (Fig. 2a). El diseño que se adopta para la cadera y tobillo es similar a una rótula con 3 ejes de rotación, mientras que para la rodilla el concepto es similar al de una bisagra con un solo eje de rotación (Fig. 1). Estas articulaciones se unen entre sí mediante una estructura rígida interna, formado por unas barras y una placa de aluminio, simulando el fémur, tibia y pelvis. El resto de las piezas diseñadas, que mantienen la conexión entre articulaciones, se fabrican en PLA mediante Impresión 3D. Para lograr la estética realista, los segmentos del fémur y la tibia se recubren con un material blando, como es la silicona con catalizador en platino bicomponente de color carne (Easyplat 00-30 Flesh). Para añadir este elastómero, se imprimen varias carcassas y moldes en 3D (Fig. 2b). Las carcassas constan de varias ranuras para que se adhiera la silicona y no se pueda desprender tras retirar el molde. Estas carcassas con silicona se van a fijar concéntricamente a la estructura que simula el fémur y la tibia (Fig. 2b).

En este diseño se tienen en cuenta el peso y centro de masa de cada segmento. Para compensar la ubicación del centro de masa y alcanzar el peso establecido, se ubican unos contrapesos de acero alrededor de la estructura interna metálica (Fig. 2c). Además, para alcanzar el peso total del niño, se simula el miembro superior con un saco de arena que se sujeta mediante un arnés y que constituye el peso correspondiente (Fig. 2a).



Figura 2. (a) Diseño final del maniquí. (b) Molde de la tibia. (c) Vista en sección del interior del muslo.

2.3 Evaluación

Para validar el prototipo diseñado se evalúa el rango de movimiento según la máxima y mínima extensión en cada DOF. Para medir estos ángulos se posiciona el maniquí en la postura adecuada con la ayuda de unos cables, según el plano de medición. A partir de varias

capturas del maniquí, se analiza el ángulo máximo obtenido con el software Kinovea. En la figura 3 se resumen los ensayos con cada ángulo analizado. Los resultados y el error obtenido se observan en la Tabla 1.

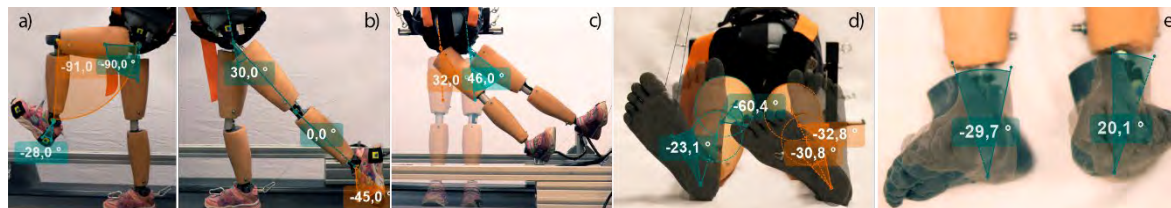


Figura 3. Rangos de movimiento usando Kinovea.

Tabla 1. Análisis del rango de movimiento en las articulaciones del maniquí.

Ensayo	Movimiento	ROM natural de un adulto (°)	ROM Teórico del maniquí (°)	ROM con Kinovea (°)	Error (%)
1	Flexión de cadera	113	90	90	0
	Flexión de rodilla	134	90	91	1.1
	Extensión de tobillo	18	20	28	40
2	Extensión de cadera	28	20	30	50
	Extensión de rodilla	0	0	0	0
	Flexión de tobillo	48	45	45	0
3	Abducción de cadera	48	45	46	2.2
	Aducción de cadera	31	30	32	6.6
4	Rot. externa (cadera dcha.)	60	60	60.4	0.6
	Rot. interna (cadera izq.)	45	30	32.8	9.3
	Abducción de tobillo (pie dcho.)	11	10	23.1	131
	Aducción de tobillo (pie izq.)	18	20	30.8	54
5	Inversión del tobillo (pie dcho.)	33	30	29.7	-1
	Eversión del tobillo (pie izq.)	18	20	20.1	0.5

2.4 Discusión

Después de analizar los resultados del rango de movimiento, los valores que se obtienen son similares a los establecidos en el diseño. En la cadera y rodilla, los márgenes de error son mínimos. Sin embargo, se observa que los resultados para el tobillo tienen mayor porcentaje de error, como es en el caso de la abducción. Esta diferencia se debe al ajuste de dimensión en el diseño de las piezas, que, por el espacio disponible, el rango de movilidad definido es mayor. Este exceso de movilidad no es un inconveniente para poder llevar a cabo los ensayos de la marcha. Al contrario, un menor rango de movimiento sería una limitación para probar el sistema robótico. Esto determina que el maniquí puede ser una herramienta útil para conseguir incorporar cambios en la plataforma.

3. Conclusiones

Este artículo presenta el concepto y diseño de un maniquí de miembro inferior para ensayos de plataformas robóticas de rehabilitación. El diseño fue adaptado de acuerdo con las

dimensiones de un niño de 3 años y se replican los 7 DOF por pierna. La evaluación del rango de movimiento verifica que la movilidad del maniquí es suficiente para simular la caminata humana. Esto hace posible que se pueda retroalimentar y mejorar la plataforma D2W. Además, el maniquí puede llegar a ser utilizado en cualquier otra plataforma que requiera una validación de sus sistemas. Por su caracterización realista, con idénticas medidas antropométricas, hace que el maniquí sea biocompatible para su uso en otros sistemas robóticos, aportando más información por su movilidad durante los ensayos.

Como trabajo futuro, se pretende evaluar la trayectoria de la marcha que genera el maniquí frente a la trayectoria que la plataforma robótica transmite, para poder determinar en mayor medida la eficacia del maniquí. También, se pretende añadir sensores inerciales en el maniquí para obtener más información sobre las medidas. De esta manera, se va a alcanzar una mejor precisión del patrón de la marcha que genera el maniquí a través de la plataforma robótica.

4. Referencias

- [1] R. Gassert and V. Dietz, Rehabilitation robots for the treatment of sensorimotor deficits: A neurophysiological perspective, *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 15(1), Jun. 2018.
- [2] E. Rocon *et al.*, *Human-Robot Physical Interaction*. 2008, doi: 10.1002/9780470987667.ch5.
- [3] J. Bessler *et al.*, Safety Assessment of Rehabilitation Robots: A Review Identifying Safety Skills and Current Knowledge Gaps, *Frontiers in Robotics and AI*, 8, 2021.
- [4] J. F. Saenz *et al.*, COVR - Towards simplified evaluation and validation of collaborative robotics applications across a wide range of domains using robot safety skills, 9th International Conference on Safety of Industrial Automated Systems - SIAS, Oct. 2018.
- [5] D. A. Winter, *Anthropometry 4.0*, 4th ed. John Wiley and Sons, 2009, pages 82–106.
- [6] WHO, Multicentre Growth Reference Study Group. WHO Child Growth Standards: Length height-for-age, weight-for-age, weight-for-length, weight-for-height and body mass index-for-age: Methods and development., Geneva: World Health Organization, 2009.
- [7] D. C. Boone and S. P. Azen, Normal range of motion of joints in male subjects, *Journal of Bone and Joint Surgery - Series A*, 61(5), 1979.

GENERADOR TRIDIMENSIONAL DE PATRONES PARA ROBOTS DE REHABILITACIÓN DE LA MARCHA

Pablo Romero-Sorozabal¹, Gabriel Delgado-Oleas^{1,3}, Álvaro Gutiérrez², Eduardo Rocon¹

¹ Centro de Automática y Robótica, Consejo Superior de Investigaciones Científicas–
Universidad Politécnica de Madrid (CSIC-UPM), España, p.romero@csic.es.

² ETSI Telecomunicación, Universidad Politécnica de Madrid, Madrid, España.

³ Universidad del Azuay, Cuenca, Ecuador

Resumen: *En el campo de la robótica para la rehabilitación de la marcha es común que los dispositivos sigan trayectorias inspiradas en a las humanas. En los últimos años se han propuesto varios modelos generadores de trayectorias angulares adaptables a la velocidad y altura. Mientras que estos generadores han sido satisfactoriamente incorporados en exoesqueletos, para plataformas de rehabilitación de efector final que controlan las posiciones en el espacio su implementación no es sencilla. En este artículo, se propone un nuevo generador patrones tridimensional ajustable a la altura y la velocidad. El algoritmo utiliza: reconstrucciones de trayectorias angulares basadas en regresiones, proporciones antropométricas humanas y valores espacio-temporales de la marcha para generar las trayectorias 3D de las articulaciones inferiores (pelvis, cadera, rodilla y tobillo). Las trayectorias generadas se han comparado con las medidas por una base de datos de 42 pacientes. El error promedio RMSE obtenido es de 25.73mm para todas las articulaciones de los sujetos lo que sugiere ser una buena solución para dispositivos de rehabilitación robóticos de efector final.*

Palabras clave: *soprote a la marcha, cinemática, métodos de predicción, rehabilitación robótica.*

Abstract: *In the field of robotics for gait rehabilitation it is a common approach for the devices to follow human-like trajectories. In recent years, several models of angular trajectory generators adaptable to the speed and height have been proposed. While these generators have been successfully incorporated into exoskeletons, end-effector rehabilitation platforms that control positions in space are not straightforward to implement. In this paper, a new three-dimensional height- and velocity-adjustable pattern generator is proposed. The*

algorithm uses: angular trajectory reconstructions based on regressions, human anthropometric proportions and spatio-temporal gait values to generate 3D trajectories of the lower joints (pelvis, hip, knee and ankle). The generated trajectories have been compared with those measured by a database of 42 patients. The average RMSE error obtained is 25.73mm for all joints of the subjects which suggests that it could be a good solution for end-effector robotic rehabilitation devices.

Keywords: robotic gait support, kinematics, prediction methods, rehabilitation robotics

1. Introducción

En la última década se han producido grandes avances en el campo de la robótica de rehabilitación [1]. Estos dispositivos pueden clasificarse en: exoesqueletos o robots efectores finales [2] Los exoesqueletos son dispositivos vestibles que controlan las posiciones angulares de las articulaciones, mientras que los robots efectores finales son no morfológicos y controlan las posiciones en el espacio [2]. Cuando estos dispositivos se utilizan con fines de rehabilitación de la marcha las trayectorias buscan asemejarse lo mejor posible a perfiles de marcha normales. La marcha humana es una compleja secuencia de movimientos que presenta gran variabilidad en función de la velocidad y altura [3]. En los últimos años se han propuesto diversos generadores de patrones angulares que introducen estas variaciones [4], [5], demostrando resultados positivos al aplicarse en exoesqueletos [6]. Sin embargo, los robots de efector final al controlar las articulaciones en el espacio, no pueden implementarlos con facilidad. En este artículo se presenta un generador de patrones tridimensional adaptable a diferentes velocidades y alturas. El generador utiliza modelos de predicción de perfiles angulares basado en regresiones para aplicar cinemática directa junto a las dimensiones antropométricas de los sujetos y reconstruir las posiciones tridimensionales de las articulaciones, (Figura 1). El generador ha sido implementado en la plataforma robótica Discover2Walk. Compuesta por dos módulos accionados por cables: módulo de pelvis para



Figura 1. Diagrama del generador de patrones.

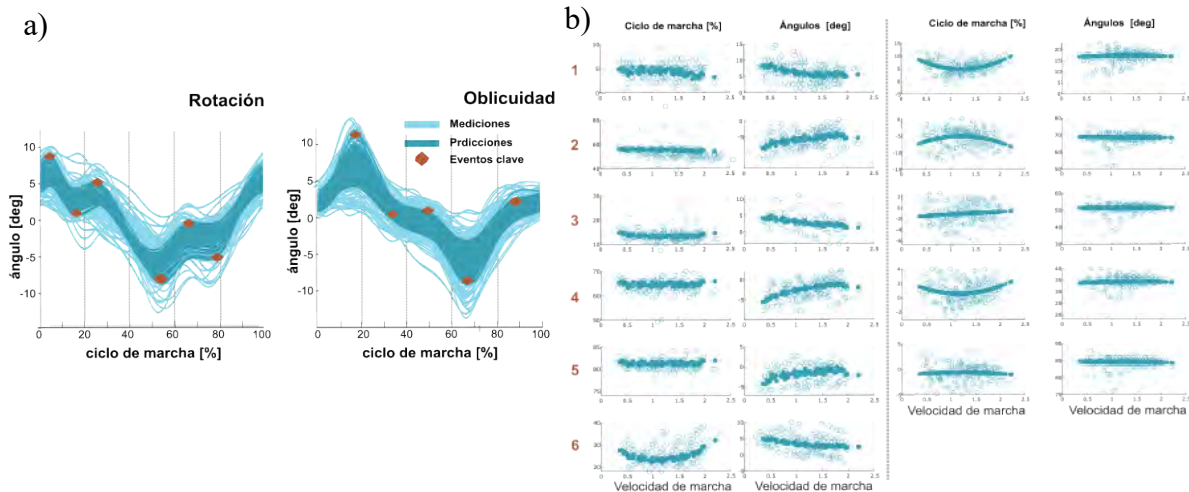


Figura 2. Regresiones para la reconstrucción de las trayectorias angulares de la pelvis. En a) la validación entre las medidas reales y estimadas en b) las regresiones de los eventos clave.

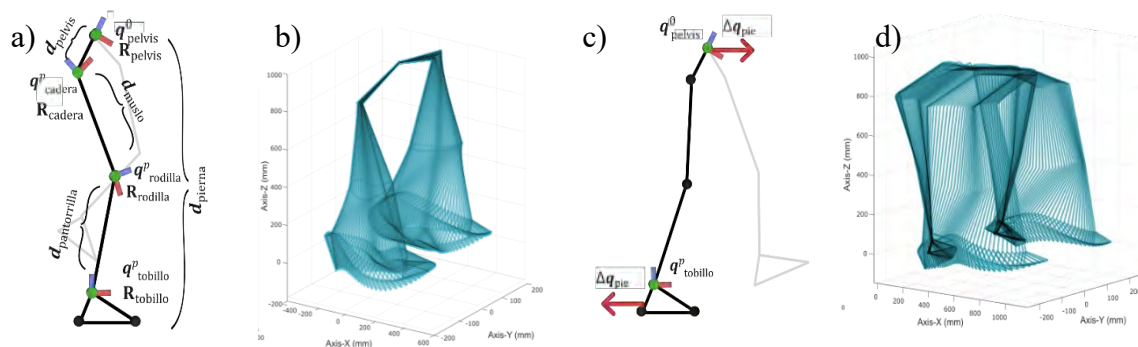


Figura 3. Modelo del generador de patrones: a) cadena cinemática de la pierna, b) patrón 3D estático, c) desplazamiento de la pelvis respecto al pie y d) patrón 3D final.

el control del soporte de peso, posición y orientación pélvica (rotación y oblicuidad) y el módulo de tobillos para controlar su trayectoria

2. Algoritmo

2.3 Generación de trayectorias angulares en función de la velocidad

Los perfiles angulares de las articulaciones objetivo (pelvis, cadera, rodilla y tobillo) se obtienen aplicando el modelo de Koopman [4]. Este modelo reconstruye las trayectorias angulares del tobillo, rodilla y la cadera basándose en regresiones multivariantes que estiman eventos clave de la marcha. En este trabajo se ha ampliado el modelo incluyendo los movimientos angulares de la pelvis (rotación y oblicuidad). Para ello se procesaron los perfiles angulares de una base de datos de código abierto con información sobre 42 adultos caminando a 8 velocidades diferentes, [7], y se identificaron los respectivos eventos clave

de la marcha: máximos y mínimos angulares, de velocidad y de aceleración. Los eventos estadísticamente más significativos (p -valor < 0.01) fueron seleccionados para reconstruir las trayectorias, véase la figura 2. Para su predicción se aplicó una regresión robusta ajustada con Ecuación. 2, dependiente de la altura l y la velocidad de la marcha v . Se obtuvieron los coeficientes de regresión β_x utilizados por Koopman y reconstruyeron las trayectorias mediante interpolaciones de tipo “splines” (Figura 2).

$$Y = \beta_0 + \beta_1 v + \beta_2 v^2 + \beta_3 l \quad (1)$$

2.4 Modelo cinemático de los miembros inferiores

Los perfiles angulares obtenidos para los tres ejes de rotación (α, β, γ) son utilizados para calcular las matrices de rotación, $\mathbf{R}(k)$, en cada instante k del ciclo de la marcha, Ecuación 2. Sobre las matrices se aplica cinemática directa junto a las dimensiones antropométricas del sujeto presentadas por D. A. Winter, \mathbf{d}_j , y se obtiene la trayectoria 3D, ecuaciones 3,4.

$$\mathbf{R}_j = \mathbf{R}_{roll} \mathbf{R}_{pitch} \mathbf{R}_{yaw} = \begin{bmatrix} \cos \alpha & -\sin \alpha & 0 \\ \sin \alpha & \cos \alpha & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \cos \beta & 0 & \sin \beta \\ 0 & 1 & 0 \\ -\sin \beta & 0 & \cos \beta \end{bmatrix} \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & \cos \gamma & -\sin \gamma \\ 0 & \sin \gamma & \cos \gamma \end{bmatrix} \quad (2)$$

$$\mathbf{q}_j^r(k) = \mathbf{R}_j(k) \times \mathbf{d}_{segment} \quad (3)$$

$$\mathbf{q}_j^p(k) = \mathbf{q}_{j-1}^p(k) + \mathbf{q}_j^r(k) \quad (4)$$

donde $\mathbf{q}_j^p(k) \in \mathbb{R}^3$ es la posición 3D en el instante k de la articulación j respecto a la pelvis y $\mathbf{q}_j^r(k) \in \mathbb{R}^3$ es la posición 3D de j respecto a su articulación superior $j - 1$.

Las trayectorias reconstruidas, Figura 3 a) y b), se definen como trayectorias estáticas ya que su origen se sitúa en la articulación de la pelvis, inicialmente estática en el espacio $\mathbf{q}^0_{pelvis} = [0 \ 0 \ d_{pierna}]'$.

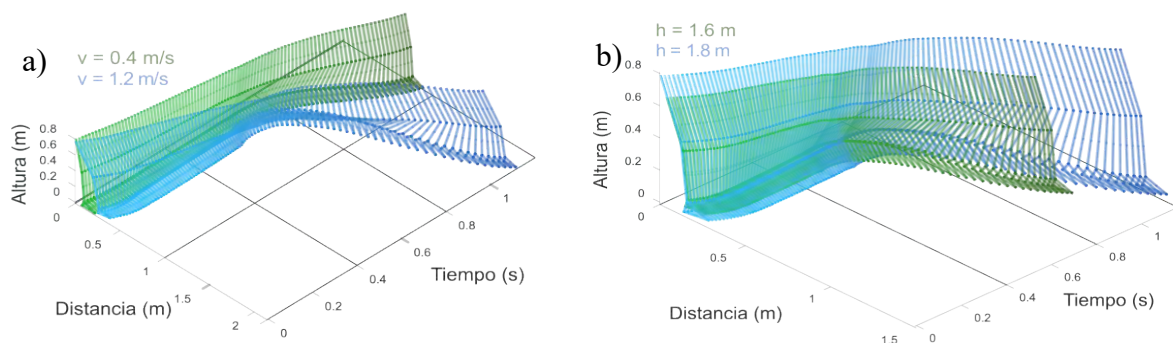


Figura 4. Representación espaciotemporal de las trayectorias 3D generadas para varias velocidades y alturas: a) trayectorias para 2 velocidades diferentes y misma altura, b) trayectorias para 2 alturas diferentes y misma velocidad.

2.5 Modulación espaciotemporal de la marcha

Durante las diferentes fases de la marcha la posición de la pelvis varía, su desplazamiento se estima estudiando el desplazamiento de los pies relativo a la pelvis. Es decir, el desplazamiento se representa como la variación de la posición de los pies Δq^P_{foot} desde el golpe de talón hasta el despegue del pie, Figura 3 c). El periodo del ciclo de marcha $T_{zancada}$ se obtiene calculando la longitud de paso $L_{zancada}$, Ecuación. 5, y despejando $v_{marcha} = L_{zancada}/T_{zancada}$. El patrón final de marcha, ver Figura 3 d) se obtiene modulando el patrón de acuerdo a los valores espaciotemporales calculados, Figura 4.

$$L_{zancada} = 2 \cdot \sum_{k=Golpe\ de\ talon}^{Despegue} \Delta q_{pie}(k) \quad (5)$$

3. Validación

El generador de patrones se ha validado utilizando la información de la base de datos de marcha pública previamente mencionado [7]. Para cada altura y velocidad se han generado sus correspondientes trayectorias y calculado el RMSE, véase la Figura 5. Los resultados indican que las trayectorias generadas se ajustan bien a las medidas con un RMSE de 25,73 mm (media entre todas las medidas). La articulación más distal y con mayor amplitud de movimiento (trayectoria del tobillo en el eje x) presentó el error más elevado con valor de 43,59 mm, y el error más bajo se encontró en el eje y de la cadera, 14,87 mm, Figura 7. Aunque los errores y las desviaciones fueron ligeramente superiores a velocidades bajas el RMSE fue similar para todas las velocidades.

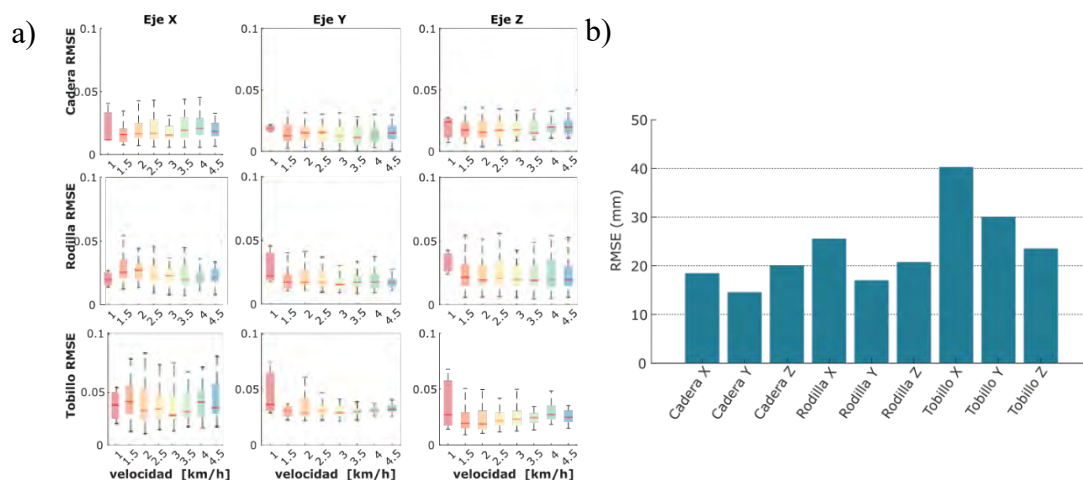


Figura 5. Validación del generador de patrones: a) valores RMSE para todas las velocidades de marcha de la base de datos, b) RMSE promedio para cada articulación

5. Conclusión

En este artículo presentamos un algoritmo generador de patrones de marcha tridimensional dependiente de la velocidad y altura de los sujetos. El generador se basa en modelos de regresiones de trayectorias angulares, reconstrucción tridimensional de las trayectorias basadas en tablas antropométricas y la modulación espacio-temporal de los patrones en función del desplazamiento de las articulaciones. Los resultados demuestran que el modelo presentado es capaz de generar trayectorias de la marcha naturales con un RMSE medio de 25,73mm. Este trabajo por tanto aporta una herramienta nueva para el control de robots de rehabilitación que pretendan controlar sus articulaciones en el espacio.

6. Referencias

- [1] B. Hobbs y P. Artemiadis, «A Review of Robot-Assisted Lower-Limb Stroke Therapy: Unexplored Paths and Future Directions in Gait Rehabilitation», *Front Neurorobot*, vol. 14, p. 19, abr. 2020, doi: 10.3389/FNBOT.2020.00019/BIBTEX.
- [2] F. Molteni, G. Gasperini, G. Cannaviello, y E. Guanziroli, «Exoskeleton and End-Effector Robots for Upper and Lower Limbs Rehabilitation: Narrative Review», *PM and R*, vol. 10, n.º 9, pp. S174-S188, sep. 2018, doi: 10.1016/J.PMRJ.2018.06.005.
- [3] A. Berger *et al.*, «Increased gait variability during robot-assisted walking is accompanied by increased sensorimotor brain activity in healthy people», *J Neuroeng Rehabil*, vol. 16, n.º 1, pp. 1-13, dic. 2019, doi: 10.1186/S12984-019-0636-3/FIGURES/5.
- [4] B. Koopman, E. H. F. van Asseldonk, y H. Van der Kooij, «Speed-dependent reference joint trajectory generation for robotic gait support», *J Biomech*, vol. 47, n.º 6, pp. 1447-1458, abr. 2014, doi: 10.1016/J.JBIOMECH.2014.01.037.
- [5] T. P. Luu, K. H. Low, X. Qu, H. B. Lim, y K. H. Hoon, «An individual-specific gait pattern prediction model based on generalized regression neural networks», *Gait Posture*, vol. 39, n.º 1, pp. 443-448, ene. 2014, doi: 10.1016/J.GAITPOST.2013.08.028.
- [6] J. S. Lora-Millan, F. J. Sanchez-Cuesta, J. P. Romero, J. C. Moreno, y E. Rocon, «A unilateral robotic knee exoskeleton to assess the role of natural gait assistance in hemiparetic patients», *J Neuroeng Rehabil*, vol. 19, n.º 1, pp. 1-24, dic. 2022, doi: 10.1186/S12984-022-01088-2/FIGURES/16.
- [7] C. A. Fukuchi, R. K. Fukuchi, y M. Duarte, «A public dataset of overground and treadmill walking kinematics and kinetics in healthy individuals», *PeerJ*, vol. 6, n.º 4, 2018, doi: 10.7717/PEERJ.4640.

SERIOUS GAME FOR CENTER-OUT REHABILITATION EXERCISES ON THE UPPER LIMB

Nuria González-Hernani¹, José Carlos Rangel^{2,3}, Andrés Úbeda¹, Gabriel J. Garcia¹

¹Universidad de Alicante, Spain

ngh16@alu.ua.es, andres.ubeda@ua.es, gjgg@ua.es

²Universidad Tecnológica de Panamá

jose.rangel@utp.ac.pa

³Sistema Nacional de Investigación (SNI) SENACYT, Panamá

Abstract:

Technology has developed exponentially in the last decades in multiple fields, yet it never ceases to amaze us in new and unexpected ways again and again. A clear example is Virtual Reality (VR) technology which, contrary to popular opinion, is not limited to video games. Many other sectors have found interest in this device, including medicine and rehabilitation. Using VR in rehabilitation exercises has two objectives. The first one is turning a repetitive, painful, and tedious activity into an entertaining and motivating game. The second one, just as important, is taking advantage of the intelligence and sensors on the VR headset and touch controllers to capture and process in an automatic, precise, and quick way several aspects of the exercise that the medical personnel could need to determine the progress of the patient. This kind of games created for rehabilitation are called serious games. This paper describes the design and development process of a serious game created in Unity as a virtual technique in rehabilitation.

Key words: Virtual Reality, Unity, Oculus, Serious Games, Rehabilitation

1. Introduction

Physiotherapy plays a critical role in all stages of a patient's treatment, especially in the chronic phase, which is the phase where there is more muscle weakness, alterations in the quality of movement, and pain. Given the variability of symptoms within the same diagnosis, it is essential to apply personalized treatment and, therefore, to have a reliable initial and

progressive assessment of the patient. Some factors to consider in rehabilitation are muscle weakness and coordination, pain, and joint ranges [1].

Before starting the rehabilitation process, therefore, it is necessary to carry out a thorough assessment of each patient. Nevertheless, all treatments often agree in the performance of specific and high-intensity tasks, which are difficult to achieve with conventional therapies and can become frustrating and demotivating for patients, resulting in high dropout rates. Using technologies such as VR could help patients reach the intensity demanded and even obtaining better results, and generating less rejection in the process, as it's played as a video game [2]. In fact, some sources claim that VR provides the opportunity to improve motor skills more effectively in the same context as in real life [3].

The reality, however, is that although the contributions of VR in medicine have been relevant, there is not much emphasis on the rehabilitation treatment derived from muscle injuries, which translates into a noticeable lack of information regarding this area. According to an investigation carried out on the impact of VR in rehabilitation, where a total of 105 works were analyzed, there was a direct connection between VR implementation and an increase in the motivation of patients, a reduction of pain, and injury prevention [4].

2. Development

2.1 Rehabilitation exercise

This project was created in Unity with the objective of avoiding issues when implementing the game in the Oculus VR headset. To start developing the virtual game, it was required knowing the specific exercise the person was going to make as well as the body part creating the movement. In this case, it was decided to simulate an upper limb rehabilitation exercise with motions in the horizontal plane, so that the patient had to move the hand (and with it the arm, forearm, elbow, and shoulder) forwards, backward, to the right, and the left, avoiding movements up and down (vertical plane).

Moreover, desired movements in the exercise were limited to 8 trajectories: the four basic movements mentioned above and their four diagonals. This way, the patient's resting position would be placed at the center of a supposed circle, from which eight possible routes would

emerge. Figure 1 shows this more visually, where the red dot represents the hand's position at rest.

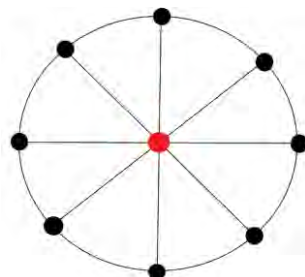


Figure 1: Possible movement paths

Inspired by this image, it was decided that the virtual game would consist in cutting up a pizza. The idea was simple but practical and close to real situations that the user might find in their day-to-day life, which was one of the objectives of this game.

2.2 Types of control inputs

Before starting programming in Unity, it was vital knowing how the user was going to interact with the game and whether the initial configuration was going to be controlled by the medical staff or the patient. It must be considered that the game was going to implement other functionalities in addition to the exercise itself, such as showing the statistical data obtained from the exercise, explaining how to control the game, choosing a profile to record the evolution of a same patient over time, etc. This required the user to interact with the game's settings before being able to perform the rehab exercise. For this reason, and to allow the interaction to be adapted to the needs and comforts of the patient, different possible control inputs were considered.

2.2.1 Computer keyboard

The easiest and most practical way to navigate the game is using the device's keyboard where the serious game is running, which, in this case, is a computer. Using this method, the medical supervisor can have fully control to make the necessary settings and run the game for the patient conveniently and quickly. This method is also useful when the patient doesn't feel comfortable wearing the VR headset, as can happen with the elderly or if the user suffers from motion sickness. In these cases, the patient can watch the game through the screen and

easily control the program settings with the keyboard. It should be noted that even if the patient does not use the VR headset, they must use some kind of device in their hand so that the program can monitor their position and obtain the necessary data on the exercise performed.

2.2.2 VR touch controllers

If the patient uses the controllers provided by the VR headset, they will have the opportunity to configure the game in two different ways. The first one is pointing the controller at the desired option and pressing a button to choose it. However, this option forces the user to lift and move their hand, which is not ideal for the patient. The second way is replacing the keyboard with the buttons and joysticks built into the controllers. This way, it won't be necessary for the user to make efforts by raising their arm and so they will avoid possible fatigues. These controllers include tracking technology to monitor the position of the hand and its trajectory when performing the exercises.

2.3. Program structure

To ensure that the process of the game configuration is adequate, the structure of the program has been designed in the most efficient, intuitive, and accessible way possible. For example, to prevent the person from moving too much to play the game, the design has set the most frequently used buttons closer to the user. For the same reason, quick accesses (pressing a letter on the keyboard) have been added to activate the buttons furthest away from the user. On the same note, there are quick accesses and buttons in all scenes to reverse or correct a selection; for situations where the movement made by the patient was not the one intended due to their pathology. Furthermore, an initial scene (which can be skipped) has been incorporated to explain the user how to use the controls. This scene contains text with instructions, a demo image, and a practical example, and it is especially relevant so patients who need it can become familiar with the controllers before starting the actual exercise. The final diagram with the scenes in the game is shown in Figure 2.

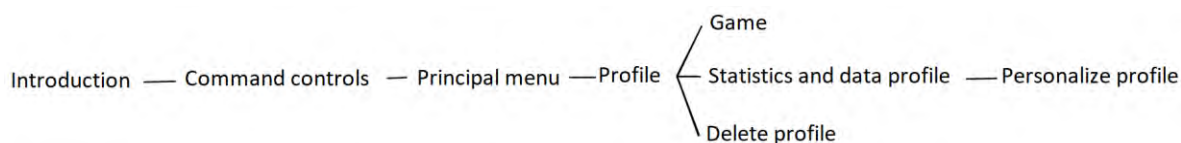
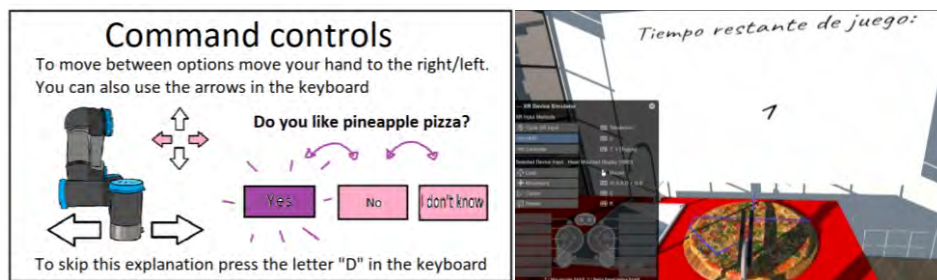


Figure 2: Diagram of the game scenes

In summary, the game allows the user to learn and practice using the controls, choosing or creating a profile to record their evolution in the game, and viewing some statistics and average values of their results in the different exercises (see Figure 3).



a) Command control

b) Rehabilitation exercise

Figure 3: Various scenes in the diagram of the game

2.4. Control parameters and exercise statistics

As shown in Figure 4, the game must acquire different control parameters during the exercise to analyze them and generate statistical values. Moreover, to help and motivate the user, some features should also be incorporated, such as buttons to pause the game or a final rating with stars.

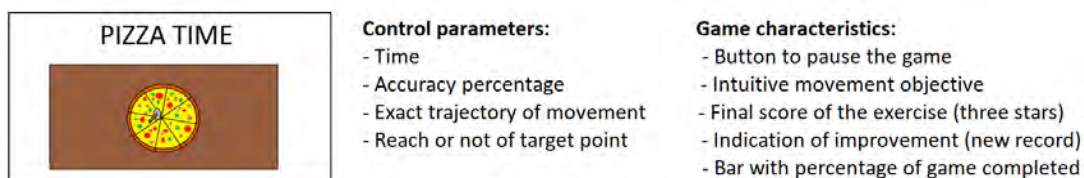


Figure 4: Initial diagram of the game scene

The control parameters extracted from the exercise will be analyzed to obtain average precision values for each of the eight possible trajectories and the evolution of the parameters over time (see Figure 5). All this data will be saved in an Excel file so that it is not lost when the game is closed.

When it is finished, the game will be tested on patients with pathologies that affect their movement on the upper limb to evaluate their adaptability to the game and the usefulness of the extracted statistics for the medical staff. Resources are also being directed to incorporate an assistance robot to replace the VR controllers. That would allow obtaining data like applied forces or supporting the patient's movement to, for example, avoid motions in the vertical plane.

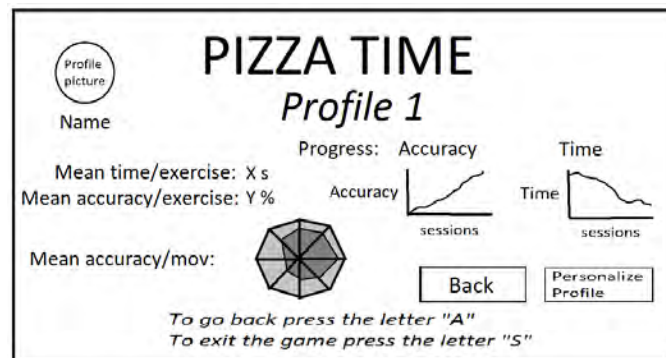


Figure 5: Data and Statistics scene

3. Conclusions

Even though nowadays there is limited examples of VR in rehabilitation, many studies show that it has great potential and multiple benefits compared to the traditional methods. For this reason, it is important to promote the development of entertaining and easy to use games that take into consideration the user's physical limitations. It is also important to take advantage of the technology at hand to reduce the working load of the physiotherapists by recording several parameters during the exercise, arranging them, and turning them into statistics and graphs so the medical staff can draw conclusions more quickly and accurately.

4. References

- [1] Everard, G., Declerck, L., Detrembleur, C., Leonard, S., Bower, G., Dehem, S., & Lejeune, T. (2022). New technologies promoting active upper limb rehabilitation after stroke: an overview and network meta-analysis. *European journal of physical and rehabilitation medicine*, 58(4), 530–548.
- [2] Wu, J., Zeng, A., Chen, Z., Wei, Y., Huang, K., Chen, J., & Ren, Z. (2021). Effects of Virtual Reality Training on Upper Limb Function and Balance in Stroke Patients: Systematic Review and Meta-Meta-Analysis. *Journal of medical Internet research*, 23(10), e31051.
- [3] Volovik, M. G., Borzikov, V. V., Kuznetsov, A. N., Bazarov, D. I., & Polyakova, A. G. (2018). Virtual Reality Technology in Complex Medical Rehabilitation of Patients with Disabilities (Review). *Sovremennye Tehnologii v Medicine*, 173.
- [4] Kim, W. S., Cho, S., Ku, J., Kim, Y., Lee, K., Hwang, H. J., & Paik, N. J. (2020). Clinical Application of Virtual Reality for Upper Limb Motor Rehabilitation in Stroke: Review of Technologies and Clinical Evidence. *Journal of clinical medicine*, 9(10), 3369.



DESENVOLVIMENTO DE UMA ÓRTESE INSTRUMENTADA PARA ASSISTÊNCIA MECÂNICA PASSIVA AO MOVIMENTO DA ARTICULAÇÃO DO JOELHO

Igor Bezerra de Almeida

Universidade Federal do Rio Grande do Norte, Brasil, igor.b.almeida.01@gmail.com

Mateus Ribeiro Corradi

Universidade Federal do Rio Grande do Norte, Brasil, matheusrcorradi10@gmail.com

Júlio César Silva Aprígio

Universidade Federal do Rio Grande do Norte, Brasil, julioaprigio8@gmail.com

José Carlos Gomes da Silva

Instituto Santos Dumont, Brasil, j.carlosgomes80@hotmail.com

Edgard Morya

Instituto Santos Dumont, Brasil, edgard@isd.org.br

Victor Costa de Andrade Pimentel

Instituto Federal de Educação, Ciência e Tecnologia do Rio Grande do Norte, Brasil,
victor.andrade@ifrn.edu.br

Adelardo Adelino Dantas de Medeiros

Universidade Federal do Rio Grande do Norte, Brasil, adelardo@dca.ufrn.br

Márcio Valério de Araújo

Universidade Federal do Rio Grande do Norte, Brasil, marcio.araujo@ufrn.br

Pablo Javier Alsina,

Universidade Federal do Rio Grande do Norte, Brasil, pablo@dca.ufrn.br

Resumo: Diante do envelhecimento populacional mundial, estudos recentes indicam uma tendência de crescimento no número de lesões sofridas por pacientes adultos e idosos na articulação do joelho. Este artigo descreve o desenvolvimento de uma órtese de joelho instrumentada para uso em

protocolos de reabilitação. Trata-se um dispositivo vestível associado a uma joelheira, com sistema mecânico passivo para assistência aos movimentos da articulação do joelho. O mecanismo de assistência ao movimento é baseado em molas e pode ser configurado para assistir os movimentos de flexão ou extensão da articulação do joelho, em vários níveis de esforço. A órtese é dotada de sistema embarcado baseado em Unidade de Medida Inercial para medição do ângulo articular. O sistema eletrônico permite comunicação WiFi com dispositivo computacional remoto (notebook, smartphone ou tablet), onde, através de uma interface amigável, o fisioterapeuta e/ou o paciente podem monitorar a realização do procedimento de reabilitação. Os princípios básicos, a tecnologia do dispositivo e a formulação de sua aplicação são definidos. O protótipo do projeto e resultados para um indivíduo saudável são apresentados como prova de conceito. O dispositivo é modular, vestível, e adaptável a uma joelheira para funcionar como assistência ao movimento, medição do ângulo articular, ou ambas funcionalidades.

Palavras chave: *Órtese Instrumentada, Articulação do Joelho, Mecanismo Passivo, Reabilitação.*

Abstract: *In the face of the world's aging population, recent studies indicate a growing trend in the number of knee joint injuries suffered by adult and elderly patients. This article describes the development of an instrumented knee orthosis for use in rehabilitation protocols. It is a wearable device with a passive mechanical system to assist the movements of the knee joint. The motion assistance mechanism is based on springs and can be configured to assist flexion or extension movements of the knee joint at various levels of effort. The orthosis is equipped with an embedded system based on Inertial Measurement Unit for joint angle measurement. The electronic system allows WiFi communication with a remote computing device (notebook, smartphone, or tablet), where, through a user-friendly interface, the physiotherapist and/or the patient can monitor the rehabilitation procedure. The basic principles, the technology of the device and the formulation of its application are defined. The designed prototype and results obtained for a healthy individual are presented as proof of concept. The device is modular, wearable, and adaptable to a knee brace to function as motion assistance, joint angle measurement, or both functionalities.*

Keywords *Instrumented Orthosis, Knee Joint, Passive Mechanism, Rehabilitation.*

1. Introdução

Afecções nas articulações do joelho ocorrem em todas as faixas etárias, sendo mais comuns em atletas na juventude ou início da vida adulta. Com o envelhecimento da população mundial, entretanto, tem sido observada uma tendência de crescimento de sua incidência em pacientes adultos e idosos [4]. Nesse contexto, a necessidade de intervenções cirúrgicas e reabilitação aumenta, de forma que as lesões do joelho impulsionam as demandas relacionadas a lesões clínicas nos serviços de saúde pública [4, 7]. Dentre as patologias de lesão no joelho, a mais comum é a lesão nos ligamentos, incluindo o ligamento cruzado anterior, que é o mais frequentemente lesionado [1]. Além disso, a artrose no joelho é responsável por quase quatro quintos da carga de artrose no mundo e representa 23% de acometimento em indivíduos com 40 anos ou mais. A incidência de artrose no joelho é maior em populações idosas, atingindo um pico em torno dos 70 a 79 anos. O tratamento deste tipo de afecção está relacionado a consideráveis custos com tratamento de saúde.

Nesse sentido, nos últimos anos diversos dispositivos vestíveis vem sendo desenvolvidos para fins de reabilitação, assistência e monitoramento dos movimentos dos membros inferiores [3, 5, 6, 2].

O uso de órteses melhora e acelera consideravelmente a recuperação de pessoas com problemas de locomoção e facilita o trabalho de especialistas em reabilitação. Neste contexto, suas vantagens são potencializadas quando as órteses incorporam sensores para monitorar os procedimentos de reabilitação e atuadores para auxiliar ativamente estes processos.

Por outro lado, dispositivos vestíveis ativos, dotados de atuadores diversos (por exemplo, elétricos ou hidráulicos) possuem um custo elevado e, em geral, são volumosos e pesados. Se o atuador é acoplado à articulação, pode gerar uma carga adicional razoável, que pode não ser desejada em procedimentos de reabilitação. Além disso, alguns dispositivos só podem ser operados dentro de um ambiente estruturado para tal. Por exemplo, alguns exoesqueletos usados em reabilitação funcionam acoplados a uma esteira. Outros precisam de um sistema de câmeras fixo, com iluminação controlada, para capturar os movimentos do paciente.

Neste contexto, este artigo descreve o desenvolvimento de uma órtese para assistência passiva aos movimentos da articulação do joelho. A órtese é um sistema vestível modular, instrumentado, que permite monitorar o ângulo da articulação em tempo real através de uma interface executada em um dispositivo computacional remoto (notebook, smartphone ou tablet). As seções seguintes descrevem o desenvolvimento da órtese instrumentada para a articulação do joelho.

2. Método

Para desenvolver a órtese, inicialmente foram especificados os requisitos desejados para o dispositivo proposto, conforme a Tabela 1.

Tabela 1

Especificação dos requisitos da órtese instrumentada para joelho.

ID	Descrição do requisito
REQ1	Dispositivo vestível, podendo ser usado fora do ambiente laboratorial ou ambulatorial.
REQ2	Funcionalidades de monitoramento do ângulo da articulação e assistência aos movimentos de flexão e extensão do joelho.
REQ3	Arquitetura modular, podendo ser usado para monitorar o ângulo articular, assistir o movimento do joelho, ou executar as duas funções simultaneamente.
REQ4	Sistema embarcado para medir o ângulo da articulação do joelho.
REQ5	Acionamento através de mecanismo passivo baseado em molas, para assistir o movimento na flexão ou na extensão do joelho, configurável para vários níveis de esforço.
REQ6	Possibilidade de usar duas órteses acopladas mecanicamente (em exercícios de remo, onde as pernas devem executar simultaneamente o mesmo movimento).
REQ7	Comunicação sem fio, via protocolo WiFi, entre o sistema embarcado e dispositivo computacional remoto, para fins de telemetria.
REQ8	Interface amigável executada em dispositivo computacional remoto (<i>notebook, smartphone, tablet</i>), para possibilitar o monitoramento em tempo real do ângulo articular pelo profissional de saúde e/ou pelo paciente.
REQ9	Sistema discreto, leve e ergonômico.
REQ10	Baixo custo.

Com base nesses requisitos, foram projetados e implementados os módulos da arquitetura proposta. Os mesmos foram projetados para serem acoplados de forma independente em uma joelheira,

a ser vestida pelo paciente no momento da execução dos protocolos de reabilitação. Inicialmente, foi projetado o sistema mecânico para acionamento passivo. Com base nos esforços necessários para auxílio à flexão e extensão do joelho, foi projetado um conjunto de quatro molas idênticas que podem ser instaladas, em número variável, em estrutura mecânica a ser acoplada na joelheira para operar em paralelo, permitindo configurar até quatro níveis de esforço em ambos sentidos de movimento. Foi também projetado um acoplamento entre duas órteses por meio de uma barra cilíndrica, de forma a restringir o seu movimento, para que ambas só possam movimentar-se simultaneamente, caso seja necessário em procedimentos de reabilitação específicos, por exemplo, exercícios em máquina de remo indoor.

Quanto ao sistema embarcado, foram especificados os componentes eletrônicos adequados aos requisitos para implementação das funcionalidades propostas. Para medição do ângulo da articulação foi escolhido o módulo de Unidade de Medida Inercial MPU6050, cujos sinais de saída são fornecidos às entradas de um microcontrolador ESP32 e transmitidos via WiFi em tempo real. Um dispositivo computacional remoto recebe estes dados, apresentando-os em tempo real ao usuário, conforme ilustra a Figura 1.

Figura 1

Arquitetura proposta para o sistema embarcado de medição angular da junta do joelho.



3. Resultados

Após a concepção e projeto do sistema vestível, os seus módulos foram prototipados e implementados. O módulo de acionamento mecânico passivo foi prototipado em alumínio e as molas foram confeccionadas em aço. A Figura 2 mostra o projeto do módulo mecânico.

O circuito eletrônico embarcado prototipado foi projetado com pequenas dimensões e acondicionado em um invólucro confeccionado em impressora 3D. A Figura 3 apresenta detalhes do sistema embarcado, assim como os sinais de telemetria capturados a partir da Unidade de Medida Inercial, apresentados graficamente na tela de um smartphone.

4. Discussão

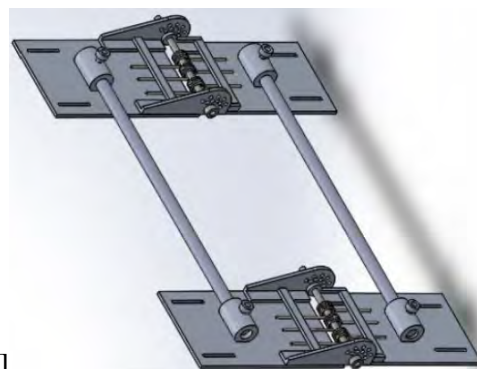
O projeto implementado atendeu às especificações estabelecidas. O sistema de acionamento mecânico passivo não é tão flexível quanto o acionamento de uma órtese ativa, dotada de motor elétrico,

Figura 2

Mecanismo de acionamento passivo. [a] Detalhe do mecanismo, com as quatro molas instaladas. [b] Acoplamento entre os mecanismos, para ambas pernas.



[a]



[b]

Figura 3

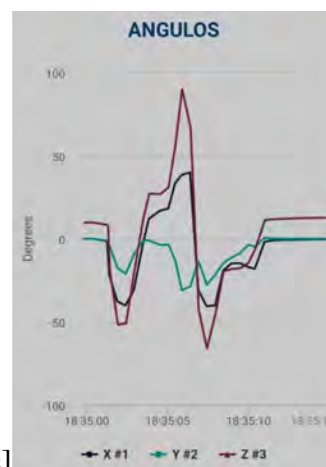
Sistema eletrônico embarcado e interface. [a] Circuito eletrônico implementado. [b] Dispositivo vestido na perna do usuário. [c] Tela de *smartphone* mostrando os dados de telemetria em tempo real.



[a]



[b]



[c]

cujo funcionamento pode ser configurado por software, mas é leve e pode ser configurado manualmente, em poucos minutos, para vários níveis de esforço. Por ser um sistema vestível, pode ser utilizado fora de um ambiente controlado, por exemplo, na residência do paciente. O sistema de telemetria permite que o fisioterapeuta ou o paciente acompanhem visualmente a execução do procedimento de reabilitação.

5. Conclusões

Foi desenvolvida uma órtese instrumentada para uso em procedimentos de reabilitação da articulação do joelho. Apesar de sua operação ser menos flexível do que uma órtese ativa, que pode ser configurada por software, o mecanismo de acionamento passivo é suficientemente versátil para permitir a execução de exercícios com vários níveis de esforço, tanto na flexão como na extensão do joelho. O sistema vestível desenvolvido permite fornecer informações em tempo real ao profissional

da saúde. A configuração do mecanismo pode ser feita em um tempo razoável, e apresenta flexibilidade para a manipulação das forças com o intuito de melhorar a resposta ao tratamento/intervenção durante o movimento de extensão e flexão do joelho. Por outro lado, o mecanismo de acionamento passivo, ao dispensar o uso de motor elétrico, torna o sistema mais leve e abaixa consideravelmente o custo em relação às órteses ativas, uma vez que o custo de motores para este tipo de aplicação é bastante elevado. Os próximos passos para o aprimoramento do dispositivo envolvem a realização de experimentos em estudos envolvendo pacientes em processo de reabilitação, para a coleta de dados e realização de análises estatísticas quanto à evolução do tratamento. Além disso, o desenvolvimento de jogos, que utilizem os dados do ângulo da articulação capturados em tempo real, visando a gamificação de procedimentos de reabilitação deverão ser implementados.

6. Referências

- [1] J. T. Bram, L. C. Magee, N. N. Mehta, N. M. Patel, and T. J. Ganley. Anterior cruciate ligament injury incidence in adolescent athletes: A systematic review and meta-analysis. *The American Journal of Sports Medicine*, 49(7):1962–1972, 2021. PMID: 33090889.
- [2] M. R. Corradi. Projeto e fabricação de joelheira mecânica para auxílio na extensão e flexão do joelho. Trabalho de conclusão de curso de engenharia mecânica, Universidade Federal do Rio Grande do Norte, Natal, 2019.
- [3] P. Félix, J. Figueiredo, C. P. Santos, and J. C. Moreno. Powered knee orthosis for human gait rehabilitation: First advances. In 2017 IEEE 5th Portuguese Meeting on Bioengineering (ENBENG), pages 1–4, 2017.
- [4] B. E. Gage, N. M. McIlvain, C. L. Collins, S. K. Fields, and R. D. Comstock. Epidemiology of 6.6 million knee injuries presenting to united states emergency departments from 1999 through 2008. *Academic Emergency Medicine*, 19(4):378–385, 2012.
- [5] M. A. Gomes, G. L. M. Silveira, and A. A. G. Siqueira. Gait pattern adaptation for an active lower-limb orthosis based on neural networks. *Advanced Robotics*, 25(15):1903–1925, 2011.
- [6] N.B. Melo, C.E.T. Dórea, P.J. Alsina, M. Gloger, and M.V. Araújo. Ortholeg 2.0 - design of a transparent active orthosis. *IEEE Latin America Transactions*, 15(10):1869–1874, 2017.
- [7] R. Prill, M. Walter, A. Królikowska, and R. Becker. A systematic review of diagnostic accuracy and clinical applications of wearable movement sensors for knee joint rehabilitation. *Sensors*, 21(24), 2021.

Agradecimentos

Este projeto foi financiado pela Universidade Federal do Rio Grande do Norte (bolsas e auxílio financeiro).



SISTEMA VESTIVEL PARA MONITORAMENTO DA ATIVIDADE FISICA

Jonathan C. Jaimes

Universidade de São Paulo, Escola de Engenharia de São Carlos, Brasil, jonathancj@usp.br

Gabriel Wolschick de Oliveira

Universidade de São Paulo, Escola de Engenharia de São Carlos, Brasil, gabrielwolschick@usp.br

Adriano A. G. Siqueira

Universidade de São Paulo, Escola de Engenharia de São Carlos, Brasil, siqueira@sc.usp.br

Resumo: *O monitoramento adequado da atividade física é considerado fundamental para a qualidade de vida e saúde. Embora dispositivos vestíveis sejam amplamente utilizados, desafios como fixação dos sensores, calibração e tempo de processamento persistem. Além disso, muitas soluções disponíveis no mercado apresentam custos elevados. Este estudo propõe o desenvolvimento de um sistema vestível para monitoramento da atividade física, este é uma solução de baixo custo baseado em sensores suaves de flexão capacitivos e de fibra óptica polimérica. O sistema proposto utiliza algoritmos de aprendizagem de máquina para estimar os ângulos das articulações dos joelhos e classificar o tipo de atividade física realizado pelo usuário. Os resultados demonstraram alta precisão na estimativa dos ângulos do joelho e na classificação das atividades, evidenciando o potencial do sistema proposto como uma alternativa eficiente e acessível para o monitoramento da atividade física humana.*

Palavras chave: *Monitoramento de Atividade Física, Sensores Vestíveis, Sensores Suaves, Aprendizado de Máquina.*

Abstract: *Adequate monitoring of physical activity is considered essential for quality of life and health. Although wearable devices are widely used, challenges such as sensor attachment, calibration, and processing time persist. In addition, many solutions available on the market have high costs. This study proposes the development of a low-cost wearable system for monitoring physical activity, based on soft capacitive flex sensors and polymer optical fiber sensors. The proposed system employs machine learning algorithms to estimate knee joint angles and classify the type of physical activity performed by the user. The results demonstrated high accuracy in estimating knee angles and classifying activities, highlighting the potential of the proposed system as an efficient and affordable alternative for human physical activity monitoring.*

Keywords *Physical Activity Monitoring, Wearable Sensors, Soft Sensors, Machine Learning*

1. Introdução

O monitoramento adequado da atividade física é essencial para a qualidade de vida e saúde das pessoas, auxiliando na avaliação da marcha, equilíbrio, prevenção de quedas, reconhecimento de

padrões e acompanhamento de doenças neurológicas. Dispositivos vestíveis com sensores inerciais (IMUs) e de força resistivos (FSR) têm sido amplamente utilizados para medir sinais cinemáticos e dinâmicos na análise de marcha, auxiliando terapeutas no planejamento e avaliação das atividades de reabilitação. [8]. No entanto, desafios como tempo de processamento, fixação dos sensores, calibração e durabilidade persistem [5, 6], motivando o desenvolvimento de novas tecnologias baseadas em sensores suaves [1, 7], que são construídos com materiais biocompatíveis, proporcionando sistemas macios, elásticos e deformáveis. Este artigo apresenta um sistema sensorial vestível inovador para monitorar a atividade física humana, utilizando sensores suaves de flexão capacitivos e de fibra óptica polimérica para estimar os ângulos de joelhos e classificar o tipo de atividade física. O sistema proposto aborda limitações de custo e precisão dos dispositivos comerciais, contribuindo para o desenvolvimento de tecnologias mais acessíveis e eficientes na área de monitoramento da atividade física.

2. Método

2.1 Descrição do sistema

O sistema vestíveis proposto para monitoramento da atividade física humana, conforme mostrado na Figura 1, utiliza sensores suaves para estimar os ângulos das articulações do joelho e identificar o tipo de atividade física realizada. Estes sensores são posicionados. O sistema integra um microcontrolador para a aquisição e processamento de dados, este módulo é responsável pela coleta, segmentação e envio dos dados em tempo real via Bluetooth para um computador onde algoritmos de aprendizado de máquina são implementados.



Figura 1. Sistema de sensores vestíveis proposto para o monitoramento de atividade física

2.2 sensores de curvatura vestíveis

O sistema proposto utiliza dois tipos de sensores de curvatura ou flexão. O primeiro é o sensor capacitivo bidirecional flexível de dois eixos de BendLabs [3], que é um sensor leve e multidirecional para medição de ângulo de flexão. Ele mede dois ângulos em planos ortogonais para orientação 3D e detecta deformações angulares nos planos XY e XZ. O sensor contém dois capacitores sensíveis à tensão, e quando defletido, a diferença de capacitância dos capacitores internos e externos é linearmente proporcional ao ângulo de deflexão (ver Figura 2a). O sensor possui uma interface de comunicação I2C, opera a uma frequência de 200Hz e sua repetibilidade é de $0,18^\circ$. O segundo tipo de sensor é um sensor baseado em fibra polimérica multimodo de PMMA, que tem um diâmetro de núcleo de $980 \mu\text{m}$ e espessura de revestimento de $10 \mu\text{m}$ [2]. Esse tipo de sensor tem sido usado em tecnologias de assistência [4]. A potência luminosa da fibra é transmitida através de seu núcleo e sofre atenuação quando a fibra está sob curvatura (Figura 2b). Essa atenuação ou perda pode ser medida e associada ao sinal da fonte física causando tal curvatura, por exemplo ângulo.

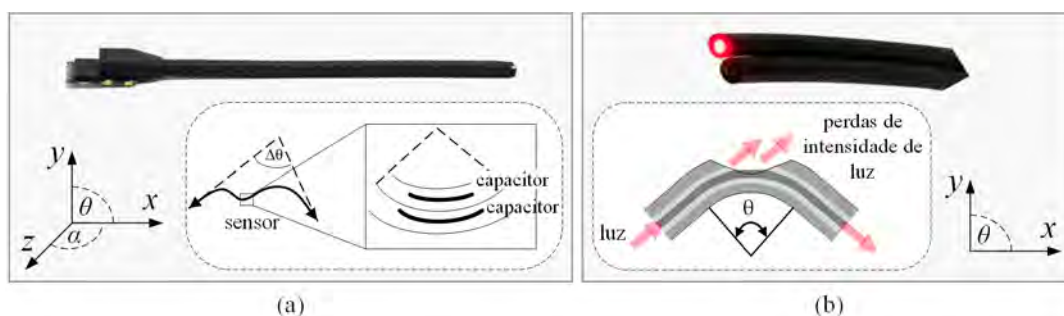


Figura 2. Hardware e princípio de funcionamento de sensores usados no sistema de monitoramento. (a) Sensor bidirecional flexível de dois eixos de BendLabs. (b) Fibra polimérica multimodo de PMMA

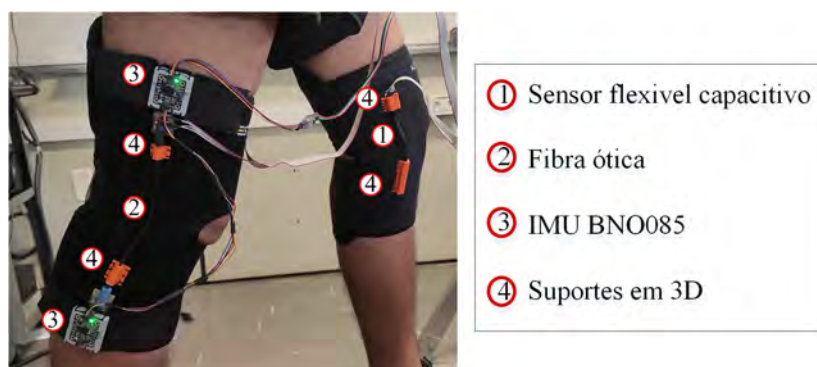


Figura 3. Montagem experimental do sistema vestível.

Para fixar os sensores às articulações do joelho, foram utilizadas joelheiras ortopédicas de neoprene. As joelheiras e sensores foram montadas experimentalmente conforme a Figura 3. Para garantir o alinhamento e fixação adequados, peças em manufatura aditiva (impressão 3D) foram desenvolvidas e costuradas nas posições corretas.

2.3 Cálculo do ângulo do Joelho para validação

Sensores inerciais BNO085 foram adicionados ao setup experimental para treinar os algoritmos de estimativa com uma referência real dos ângulos do joelho. Esses sensores foram posicionados na coxa e canela de cada perna, e os ângulos de Euler foram calculados utilizando quaternions, sendo θ o ângulo no plano sagital:

$$\theta = \arctan\left(\frac{2(q_0q_1 + q_2q_3)}{1 - 2(q_1^2 + q_2^2)}\right) \quad (1)$$

3. Resultados

3.1 Coleta de dados

A fim de realizar uma análise preliminar dos dados, foi elaborado um protocolo de testes para ser aplicado a seis usuários voluntários saudáveis. Neste protocolo foram definidos três diferentes tipos de atividades, as quais foram executadas duas vezes por cada participante e os dados foram coletados e registrados em uma base de dados. A Tabela 1 apresenta uma visão geral do protocolo de testes adotado.

Tipo de atividade	Descrição	Duração do teste
1	Caminhar devagar a 1 m/s	30 s
2	Caminhar rápido a 2 m/s	30 s
3	Sentar e levantar	5 repetições

Tabela 1. Protocolo experimental para coleta de dados

Os dados foram coletados repetindo o protocolo uma vez para cada usuário, totalizando seis conjuntos de dados por usuário. A Figura 4 ilustra os dados coletados da joelheira direita durante um teste específico do protocolo experimental, em que um participante caminhou em uma esteira ergométrica a 1 m/s por 30 segundos usando as joelheiras instrumentadas. Na Figura, os dados brutos obtidos pelos sensores são comparados com o ângulo da IMUs, o subplot acima mostra os dados do sensor de fibra ótica e o subplot do medio mostra os sinais do sensor flexível capacitivo que representam os ângulos de flexão em graus nos planos XY e XZ. O terceiro subplot exibe o sinal do ângulo relativo do joelho calculado pelas IMUs.

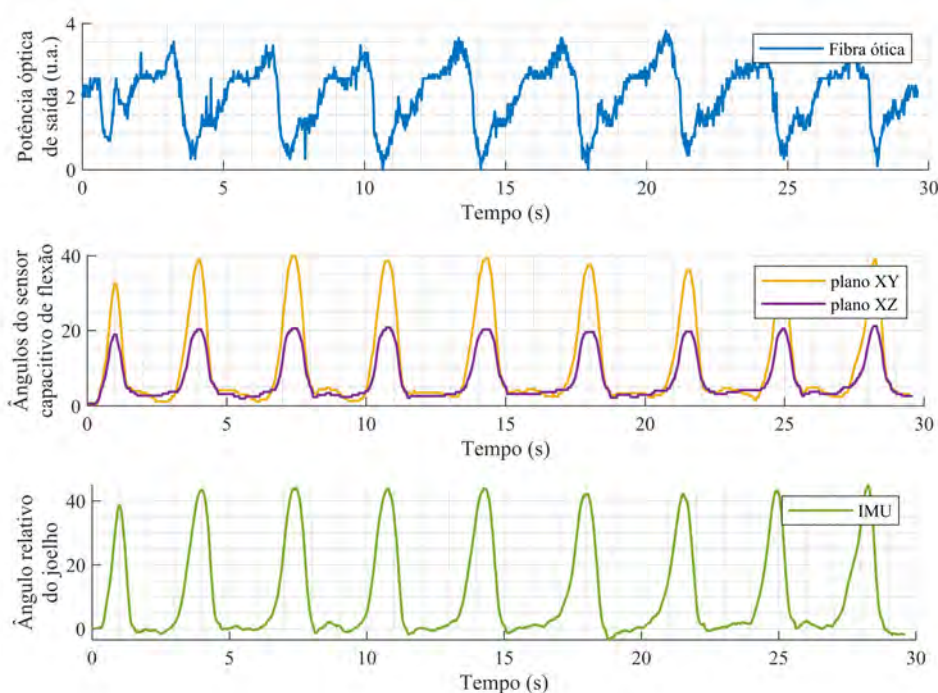


Figura 4. Gráfico comparativo entre os valores da IMU, e sensores flexivo capacitivo e POF da perna direita

3.2 Estimativa do ângulo do joelho

A rede neural MLP foi empregada para estimar o ângulo do joelho, com arquiteturas distintas para conjunto de joelheiras. O treinamento resultou em acurácia de 98,1% e 98,8% para pernas esquerda e direita, respectivamente. A Figura 5 apresenta resultados da estimativa para um dos testes de avaliação, neste caso, o ângulo do joelho direito de um usuário realizando atividade 3, sentar e levantar.

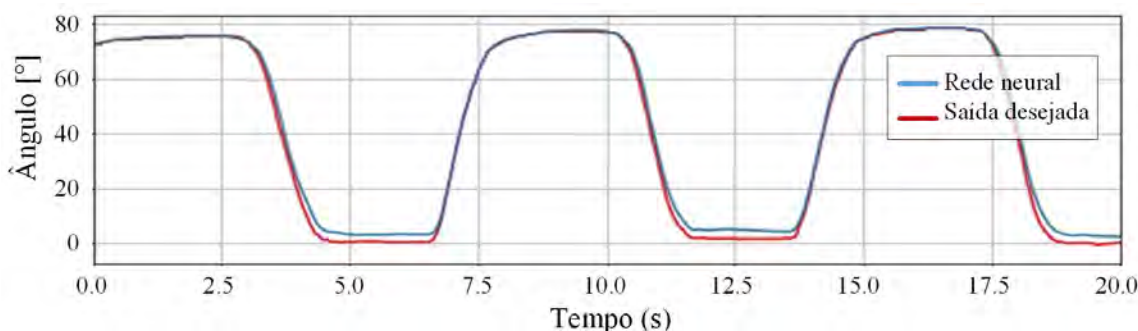


Figura 5. Resultados de saída da rede neural e sinal de referência

3.3 Classificação do tipo de atividade física

Uma abordagem utilizando o algoritmo KNN foi aplicada para classificar o tipo de atividade física executada pelos usuários, com uma atualização a cada 0,4 segundos e alcançando uma acurácia de 0,9003. A Figura 6 compara a saída do algoritmo KNN com a atividade real, mostrando bom desempenho na classificação. A matriz de confusão (Figura 6b) revela alta eficácia do algoritmo KNN na identificação das atividades, embora apresente alguma dificuldade em distinguir entre as atividades 1 e 2, ou seja, caminhar devagar e caminhar rápido, respectivamente.

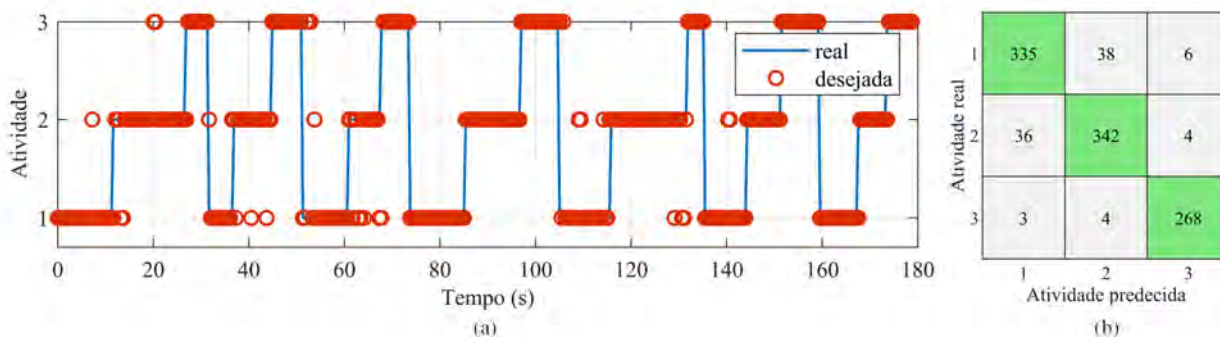


Figura 6. Classificação da atividade física usando KNN

4. Discussões

O presente estudo, apresentou resultados promissores no monitoramento da atividade física humana. No entanto, algumas limitações e desafios devem ser considerados. Primeiramente, é necessário validar os resultados obtidos através da implementação dos algoritmos no sistema embarcado, enfrentando assim o desafio do tempo de processamento dos algoritmos. A amostra limitada e a diversidade dos participantes podem impactar a generalização do modelo de classificação. A capacidade de generalização das redes neurais e a possibilidade de overfitting merecem investigações adicionais. Por fim, a fixação e o posicionamento adequado dos sensores nos usuários são aspectos críticos que podem influenciar a precisão das estimativas e a confiabilidade do sistema.

5. Conclusões

Neste trabalho, um sistema sensorial vestível baseado em sensores suaves de flexão capacitivos e de fibra óptica polimérica foi proposto e avaliado. O monitoramento é realizado de duas maneiras: a estimativa dos ângulos das articulações dos joelhos e a classificação do tipo de atividade física

executada pelo usuário ao vestir as joelheiras. Os resultados obtidos demonstraram alta precisão na classificação das atividades e uma boa correlação entre as estimativas dos ângulos do joelho e os valores de referência. No entanto, é importante enfatizar a necessidade de validar esses resultados na prática e abordar os desafios mencionados na seção de discussão. A pesquisa desenvolvida contribui para o avanço da área de monitoramento da atividade física, possibilitando a criação de dispositivos mais acessíveis e eficientes.

6. Referências

- [1] Morteza Amjadi, Ki-Uk Kyung, Inkyu Park, and Metin Sitti. *Stretchable, skin-mountable, and wearable strain sensors and their potential applications: a review*. *Advanced Functional Materials*, 26(11):1678–1698, 2016.
- [2] Mitsubishi Eska. *Premier simplex optical fiber cable*. <https://fiberfin.com/product/ff-gh-4001-p/>. Acessado: 2023-03-22.
- [3] Bend Labs. *2-axis soft flex sensor*. <https://www.bendlabs.com/products/2-axis-soft-flex-sensor/>. Acessado: 2023-03-22.
- [4] Arnaldo G. Leal-Junior, Camilo A.R. Diaz, Letícia M. Avellar, Maria José Pontes, Carlos Marques, and Anselmo Frizera. *Polymer optical fiber sensors in healthcare applications: A comprehensive review*. *Sensors*, 19(14), 2019.
- [5] Thomas Seel, Manon Kok, and Ryan S. McGinnis. *Inertial sensors—applications and challenges in a nutshell*. *Sensors*, 20(21), 2020.
- [6] Eric C Swanson, Ethan J Weathersby, John C Cagle, and Joan E Sanders. *Evaluation of force sensing resistors for the measurement of interface pressures in lower limb prosthetics*. *Journal of Biomechanical Engineering*, 141(10), 2019.
- [7] Laura Susana Vargas-Valencia, Felipe B. A. Schneider, Arnaldo G. Leal-Junior, Pablo Caicedo-Rodríguez, Wilson A. Sierra-Arévalo, Luis E. Rodríguez-Cheu, Teodiano Bastos-Filho, and Anselmo Frizera-Neto. *Sleeve for knee angle monitoring: An imu-pof sensor fusion system*. *IEEE Journal of Biomedical and Health Informatics*, 25(2):465–474, 2021.
- [8] Haije Wind, Vincent Gouttebauge, PPFM Kuijer, Judith K Sluiter, and Monique HW Frings-Dresen. *Effect of functional capacity evaluation information on the judgment of physicians about physical work ability in the context of disability claims*. *International archives of occupational and environmental health*, 82(9):1087–1096, 2009.

RAINING FOOD: SERIOUS GAME FOR NUTRITION EDUCATION THERAPIES IN CHILDREN WITH DISABILITIES

Éberte Valter da Silva Freitas

Federal University of Espírito Santo (UFES), Brazil, ebertefreitas@hotmail.com

João Antonio Campos Panceri

Federal University of Espírito Santo (UFES), Brazil, joaoacpanceri@gmail.com

Sheila da Luz Schreider

Federal University of Espírito Santo (UFES), Brazil, sheiladaluz@gmail.com

Eliete Maria de Oliveira Caldeira

Federal University of Espírito Santo (UFES), Brazil, eliete.caldeira@ufes.br

Teodiano Freire Bastos Filho

Federal University of Espírito Santo (UFES), Brazil, teodiano@gmail.com

Abstract: Raining Food is a Serious Game (SG) developed in Unity 3D with the aim of helping children with Autism Spectrum Disorder (ASD) and children with Trisomy of Chromosome 21 (Down Syndrome) to develop regular and healthy eating habits. This SG is designed to be used with a socially assistive robot, which also offers other SGs in three areas of child development: cognitive, physical, and functional. This specific SG is part of the functional area, and uses a playful and interactive approach to encourage children to engage in activities related to healthy eating. The SG includes challenges that involve selecting nutritious foods and preparing balanced meals. Through this SG, children can learn the importance of a balanced diet and develop skills that may help them make healthy food choices throughout their lives.

Keywords: Serious Games. Healthy Eating. ASD. T21

1. Introduction

Trisomy of Chromosome 21 (T21) and Autism Spectrum Disorder (ASD) can affect feeding behavior in different ways. Individuals with T21 may experience a variety of feeding difficulties, including difficulties with breastfeeding, due to muscle hypotonia and weak suck reflex, as well as increased risk of gastroesophageal reflux, which can lead to feeding refusal and regurgitation. Additionally, food sensitivity or intolerance, especially to gluten or lactose-containing foods, and difficulties chewing or swallowing solid foods may require the adoption of a more pureed or liquid diet. These individuals are also predisposed to obesity, due to a combination of genetic and environmental factors [2, 1].

On the other hand, ASD typically presents with selective feeding restrictions, which may lead to the refusal of certain foods based on their texture, color, taste, or smell. Ritualistic or repetitive feeding behaviors, such as eating only foods from a certain brand or always eating the same foods in a certain order, are also common. Additionally, food sensitivity, especially to different textures or strong flavors, and problems with hunger and satiety regulation can lead to compulsive or excessive feeding behaviors in some children, and lack of appetite in others [7, 6].

2. MARIA T21

The Mobile Autonomous Robot for Interaction with Autistics and Trisomy 21 (MARIA T21) is a Socially Assistive Robot (SAR) developed at UFES (Brazil), which was specially designed to assist children with ASD and Down syndrome. This robot was designed to assist children in physical and cognitive development, as well as training of basic daily activities during exercises and therapeutic activities. The robot is designed with dimensions similar to those of an 8-year-old child, and has an embedded video projector that increase interaction, such as floor or table projections, providing a great amount of data for analysis [8, 9].

The physical structure of MARIA T21 is coated with a touch-sensitive material that allows the robot to sense and respond through touch and speech. It uses a LIDAR sensor to track the child's progress in terms of proximity during communication and interaction and has an integrated projector and built-in cameras, allowing activities to be projected on the floor or table (Figure 1).



Figure 1: Game projection ability of the robot MARIA T21

The robot interacts with children by guiding them through errors and encouraging them through pre-recorded verbal testimonies. It also employs cloud robotics fundamentals through the IBM Watson system, enabling the performance of various applications, including education, health, and Internet of Things (IoT). Therefore, MARIA T21 is capable of providing a rich environment for children's development and collaboration between healthcare professionals and families. This SAR is responsible for the implementation of the SG Raining Food.

3. Conceptual Design

Raining Food is divided into stages that represent meals throughout the day, totaling five stages: breakfast, mid-morning snack, lunch, mid-afternoon snack, dinner, and supper.

The mechanisms of all stages are the same and consist of an avatar that moves from left to right while food falls. The player must collect the foods taught by the therapist for the respective meal, avoiding unhealthy or inappropriate foods.

At breakfast, players are invited to collect fruits and cereals to make a plate that must have at least two groups of fruits: one of cereal, and a beverage. The first image of each stage is a plate with the foods and their names, and an one-minute countdown is displayed along with the name of the meal. During this time, the therapist introduces the child with the foods, meal, recommended time, and other relevant instructions (Figure 3).

Upon starting the SG, in the lower right corner, the plate with the foods that the child must collect for that meal is displayed, so in case of doubts or forgetting which foods should be collected, the child can see the plate and remember the task. In the lower left corner, there is a trash can for the child to stay on for 5 s and thus restart the collection of foods.

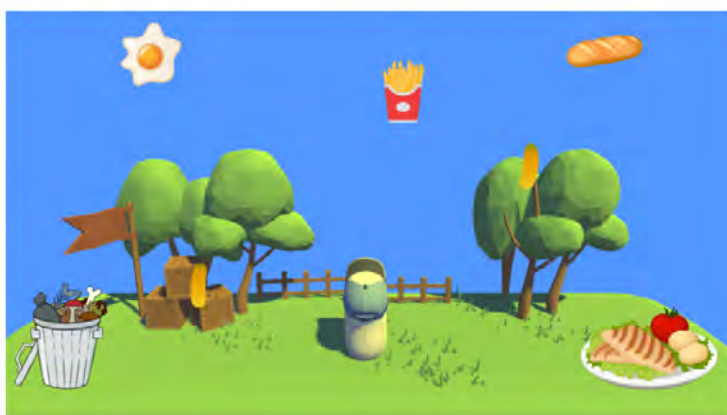


Figure 2: Interface of the SG

This game belongs to the functional field of SGs in MARIA T21 and acts in the development of Activities of Daily Living (ADLs). The analysis is carried out through the report generated at the end of the game execution, which contains the execution time, number of attempts in each phase, and errors for each player.

3.1 Game's objective

The main objective of Raining Food is to teach healthy and appropriate eating habits for each age group, stimulating the adoption of a balanced and varied diet since childhood. Some specific objectives included in the action of this SG, focused on food education for children, may include:

- Promoting the consumption of nutritious foods: Teaching children the importance of including in their daily diet foods rich in essential nutrients, such as fruits, vegetables, lean proteins, and whole grains;
- Preventing diseases: Guiding children about the relationship between diet and health, showing them how the proper choice of foods can prevent diseases and improve the body's functioning.
- Developing healthy eating habits: Encouraging the development of healthy eating habits, such as making conscious food choices, eating slowly, and chewing food well.
- Raising awareness about the impact of food on the environment: Teaching children the importance of choosing sustainable foods that respect the environment and contribute to the preservation of natural resources.
- Promoting family meals: Encouraging children's participation in meal planning and preparation, as well as promoting the practice of family meals, which can improve the quality and variety of food and strengthen family bonds.
- Preventing childhood obesity: Alerting about the risks of childhood obesity and encouraging the adoption of a healthy lifestyle, with regular physical activity and a balanced diet.

3.2 Dynamic Difficulty Adjustment

The modulation of difficulty refers to the ability to adjust the game difficulty according to the patient's needs. This can be done in various ways, such as increasing the game speed, adding obstacles,

or reducing the size of the target [11]. Modulating difficulty is important because it allows the game to challenge the player without overwhelming them, helping maintain motivation and engagement throughout the therapeutic process.

The personalization of therapeutic games and the modulation of difficulty can also help therapists monitor player's progress over time. By adjusting the game difficulty and customizing it to the player's needs, the therapist can evaluate the player's performance and adjust their therapy according to results [4, 10].

In this SG, DDA is achieved through the modulation of the speed of food appearance, time for task completion, and variety of products (foods) displayed, such as shown in Figure 3.

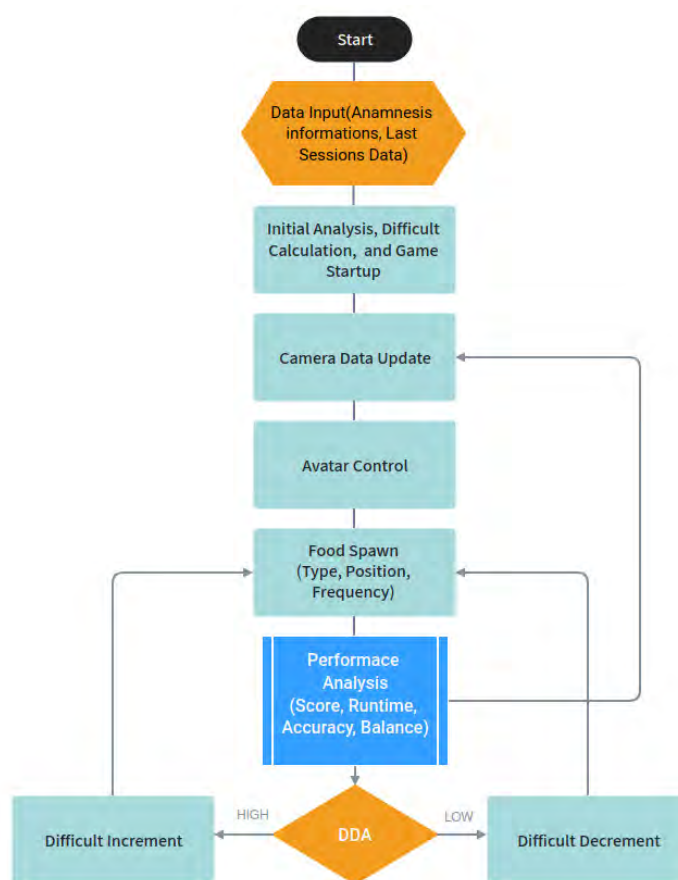


Figure 3: Details of the Dynamic Difficulty Adjustment (DDA) applied for the SG

3.3 Development environment

Unity is a 3D development software that provides a development ecosystem through a simple interface and numerous libraries, which allow, among other applications, game development for desktops, consoles, and mobile devices [3]. Unity is well-known among the game development community, and uses the C# programming language, which was chosen for the development of our SG.

However, image sensing and processing require more specific external libraries so that integration of such elements with the proposed SG became possible. Thus, external integration was performed through a framework that uses the Python programming language, allowing, for example, the identification of body movement, emotions expressed by the children, and their eye gaze. The exchange of information between the external software developed in Python and Unity was done through the User

Datagram Protocol (UDP) communication protocol [5].

4. Results

The experiments in this work were authorized by the UFES Ethics Council, under protocol number 1,121,638, in order to verify the efficiency of the developed system. The experiments were carried out at the Association of Parents and Friends of Disabled People (APAE) in Vitória (Brazil), according to an agreement signed between UFES and APAE in the months of April, May and June 2023. Eight children diagnosed with ASD in the mild to moderate ranges, as described in the DMS-5, were included in this research, indicated only as K1, K4, K9, K11, K13, K16, K17 e K18.

The Figures 4 e 5 show the number of incorrectly collected foods, the types of modularization used and the total execution time of the SG for each child in the first and fourth week, respectively.

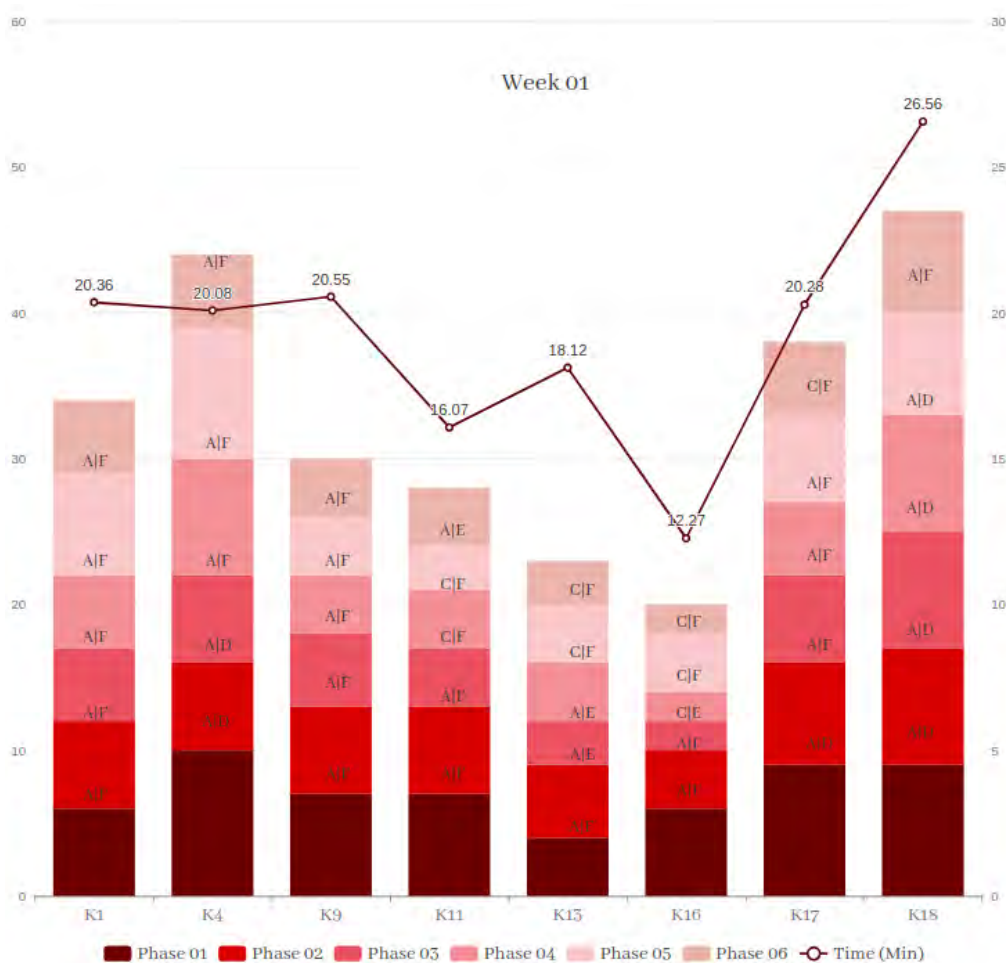


Figure 4: Errors in Food Collection by Phase and Total Execution Time in Week 01

The modulation mechanism is similar across all stages, with settings based on the performance of the previous stage:

- If the time spent in the previous step exceeded 2 minutes (reaching the step limit), the speed at which items fell was reduced by 0.3 seconds (Change A).
- If the time spent in the previous step was less than 2 minutes, the speed at which items fell was increased by 0.3 seconds (Change B).

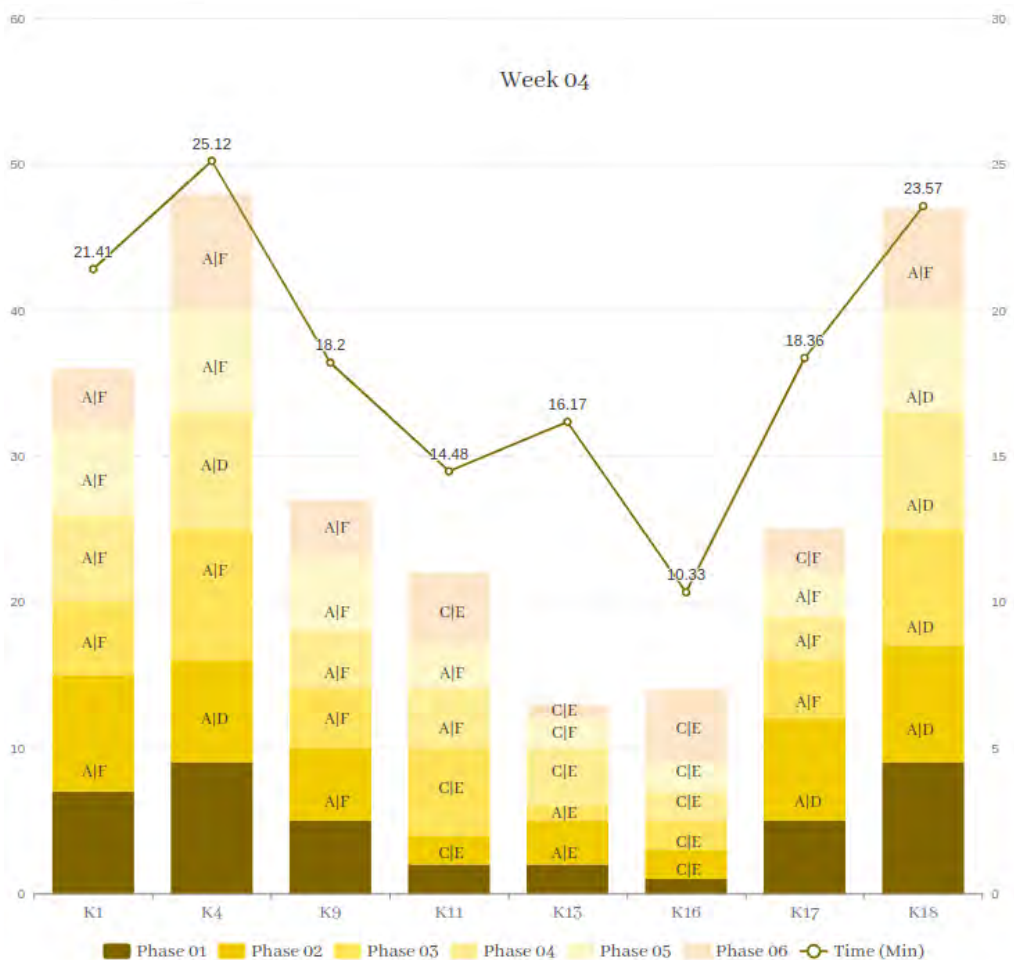


Figure 5: Errors in Food Collection by Phase and Total Execution Time in Week 04

- If the time spent in the previous step occurred between 2 and 1 minute, the speed at which items fell occurred in the same previous step (Change C).
- If the number of incorrectly dropped foods was greater than 8, the number of dropped food types was capped at 1 (Change D).
- If the number of incorrect foods found was less than 4, the number of food types that fell was increased by 2 (Change E).
- If the number of incorrectly lost foods is between 4 and 8, a variety of foods remain in the same previous step (Change F).

5. Conclusions

The DDA change tree allows personalized adjustments for each player, improving their skills and knowledge related to healthy eating individually. Recording information in the text file at the end of each stage can allow the professional to evaluate the player's progress and adapt the modulation to meet their specific needs in a timely manner, so as not to generate frustration or disinterest.

6. References

- [1] Beatriz EBV Bermudez, Camila M de Oliveira, Mônica N de Lima Cat, Neiva IR Magdalena, and Adriane Celli. Gastrointestinal disorders in down syndrome. *American Journal of Medical Genetics Part A*, 179(8):1426–1431, 2019.
- [2] Marilyn J Bull and Committee on Genetics. Health supervision for children with down syndrome, 2011.
- [3] John K Haas. A history of the unity game engine. 2014.
- [4] N Hocine, A Gouaïch, and I Di Loreto. Dynamic difficulty adaptation in therapeutic serious games after stroke. *ICBL 2011*, page 84, 2011.
- [5] Jarbas Jácome, Arlindo Gomes, Willams de Lima Costa, Lucas Silva Figueiredo, Jader Abreu, Luana Porciuncula, Pedro K Brant, Luis EM Alves, Walter FM Correia, Veronica Teichrieb, et al. Parallax engine: Head controlled motion parallax using notebooks' rgb camera. In *Symposium on Virtual and Augmented Reality*, pages 137–146, 2021.
- [6] Tanja VE Kral. Food neophobia and its association with diet quality and weight status in children. In *Food neophobia*, pages 287–303. Elsevier, 2018.
- [7] Geneviève Nadon, Debbie Feldman, and Erika Gisel. Feeding issues associated with the autism spectrum disorders. In *Recent Advances in Autism Spectrum Disorders-Volume I*. IntechOpen, 2013.
- [8] João Antonio Campos Panceri, Éberte Freitas, Josiany Carlos de Souza, Sheila da Luz Schreider, Eliete Caldeira, and Teodiano Freire Bastos Filho. A new socially assistive robot with integrated serious games for therapies with children with autism spectrum disorder and down syndrome: A pilot study. *Sensors*, 21(24), 2021.
- [9] João Antonio Campos Panceri, Éberte Freitas, Josiany Carlos de Souza, Sheila da Luz Schreider, Eliete Caldeira, and Teodiano Freire Bastos Filho. Proposal of a new socially assistive robot with embedded serious games for therapy with children with autistic spectrum disorder and down syndrome. In *Brazilian Congress on Biomedical Engineering*, pages 1399–1405. Springer, 2022.
- [10] Samaa M Shohieb, Ceymi Doenyas, and Abdelghafar M Elhady. Dynamic difficulty adjustment technique-based mobile vocabulary learning game for children with autism spectrum disorder. *Entertainment Computing*, 42:100495, 2022.
- [11] Chineng Vang. The impact of dynamic difficulty adjustment on player experience in video games. *Scholarly Horizons: University of Minnesota, Morris Undergraduate Journal*, 9(1):7, 2022.

DETECCIÓN DE PATRONES CORTICALES RELACIONADOS AL MOVIMIENTO PARA EL DESARROLLO DE UNA INTERFAZ CEREBRO-COMPUTADORA BASADA EN ELECTROENCEFALOGRAFÍA

Maximiliano Bonnin, Sergio Elizalde y Fernando Brunetti

Universidad Católica “Nuestra Señora de la Asunción”

Asunción, Paraguay

maximiliano.bonnin@uc.edu.py

Resumen: *El trabajo presenta los protocolos y algoritmos para la adquisición, caracterización y detección de potenciales corticales relacionados al movimiento (MRCP, del inglés Movement-Related Cortical Potentials) en ensayos fuera de línea. Para el efecto, se presentan los fundamentos que sustentan el mismo: las interfaces cerebro-computadora (BCI, Brain-Computer Interface), los diferentes biopotenciales como la electroencefalografía (EEG) y la electromiografía (EMG), los patrones corticales, los filtros en el dominio de la frecuencia, los filtros espaciales y los algoritmos de detección de patrones. Se exponen los resultados de la caracterización del patrón cortical y las métricas de desempeño del detector en ensayo único (single-trial¹).*

Palabras clave: *Interfaces cerebro-computadora, Electroencefalograma, Patrones Corticales, Neuroplasticidad.*

1. Introducción

Diferentes condiciones neurológicas tales como los accidentes cerebrovasculares (ACV), las lesiones en la médula espinal e inclusive los daños cerebrales por traumas pueden ocasionar discapacidad motora en los miembros inferiores y/o superiores. Gracias a los avances médicos y tecnológicos la tasa de supervivencia ha aumentado paralelamente a un similar incremento de la esperanza de vida de estos pacientes, provocando que la restauración de las funciones motoras sea una de las prioridades en investigaciones relacionadas alrededor del mundo [1]. Algunas de las terapias modernas en desarrollo incluyen los electroestimuladores funcionales (FES, *Functional Electrical Stimulation*), neuroprótesis o NP (FES + sensores y control), los exoesqueletos, los robots de rehabilitación y últimamente en conjunto con las BCI [2].

Particularmente, las BCI se definen como sistemas de neuromodulación capaces de generar una interacción entre el usuario y el mundo exterior en tiempo real. Las señales que indican la actividad cortical del usuario son transformadas en una salida, no solamente para realizar actividades motoras sino también para controlar cursores, seleccionar palabras, navegar en internet y/o acceder a opciones digitales de entretenimiento [3].

¹Característica de los sistemas que obtienen los resultados a partir de una única muestra de datos.

2. Desarrollo

En este trabajo se busca desarrollar un sistema BCI basado en EEG de carácter biomédico, por lo que es necesario definir esta bioseñal. El EEG es una representación gráfica de la diferencia de voltaje entre dos diferentes ubicaciones corticales graficada a lo largo del tiempo. La técnica del EEG es completamente no invasiva y puede ser aplicada repetidamente a los pacientes, adultos y niños, normalmente sin ningún riesgo o limitación. Los enfoques basados en BCI utilizan señales de EEG (u otras medidas directas de la actividad cerebral) para estimular y guiar la plasticidad del Sistema Nervioso Central (SNC) mejorando la función motora, respaldados por la teoría hebbiana de asociatividad: “las células que se disparan juntas, se conectan entre sí”. Se están estudiando dos estrategias de re-aprendizaje motor basadas en EEG-BCI, una sin y otra con activación motora [3, 4].

El patrón cortical de interés para este trabajo es el MRCP, que se define como un decrecimiento lento de la amplitud de la actividad cerebral en la banda delta (0,1-4 Hz) provocado por la imaginación, intención y la ejecución de movimientos de miembros. Tiene generalmente un amplitud de entre 5 y 30 μV . Topográficamente, el MRCP empieza bilateralmente y se vuelve más notorio en regiones contralaterales centrales al miembro en movimiento cerca de la activación u *onset* del mismo. El primer componente del MRCP comienza hasta 2 segundos antes del inicio del movimiento, siendo que la pendiente negativa del mismo puede verse influenciada por factores como la complejidad del movimiento, el nivel de intención, la fuerza ejercida y lesiones patológicas.

2.1 Metodología

Concretamente, se propone el diseño de un sistema BCI sincrónico no invasivo basado en EEG y EMG para la detección del MRCP relacionado a la flexo-extensión de la muñeca fuera de línea y en *single-trial*. El protocolo de captura se desarrolló en SIMULINK® con un modelo construido para el efecto. Luego se procesaron los datos crudos con un algoritmo desarrollado en MATLAB®.

La principal característica que se busca extraer es un patrón o *template* del MRCP de la flexo-extensión de la muñeca de la mano dominante en sujetos sanos, para luego detectar el mismo. Se graban 12 canales de EEG sobre la corteza motora y 2 de EMG sobre el músculo *flexor carpi radialis*, utilizando el sistema de adquisición diseñado.

2.1.1 Sujetos

El presente trabajo se enfoca en la detección de la intención de movimiento en sujetos voluntarios sanos y no en pacientes con alguna condición neurológica. Este paso es necesario para la validación del método como ha sido hecho en numerosas investigaciones sobre BCI [5]. Participaron 13 sujetos sanos (10 hombres y 3 mujeres, edad: $32 \pm 12,73$) sin antecedentes de condiciones neurológicas o traumas que afecten el SNC. Todos los participantes fueron instruidos sobre el procedimiento y dieron su consentimiento verbal informado antes de participar y registrar sus datos.

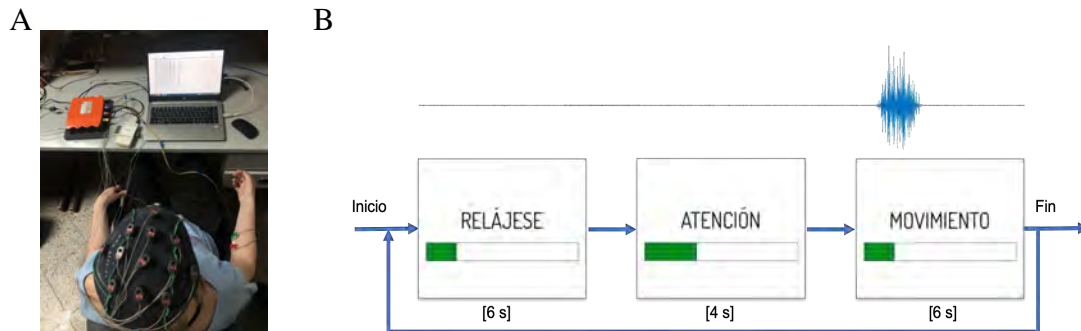
2.1.2 Protocolos experimentales

Los sujetos se sientan cómodamente en una silla con ambos pies apoyados en el piso y ambos brazos apoyados en los posabrazos de la misma (ver figura 1 A). Inicialmente se le informa al sujeto sobre el procedimiento y se le indica verbalmente el protocolo. El primer paso consiste en colocar un par de electrodos superficiales pasivos para EMG sobre el músculo *flexor carpi radialis*. Luego se le coloca la gorra g.GAMMAcap al sujeto y para asegurar el correcto posicionamiento se verifica que el canal Cz esté centrado verticalmente en relación a los puntos nasión e inión del cráneo y

transversalmente en relación a los lóbulos auriculares con una cinta métrica. Dado que los electrodos son húmedos, se coloca el gel conductor de alto rendimiento g.GAMMAgel con una jeringa en todos los electrodos de EEG para garantizar la conexión entre estos y el cuero cabelludo.

Figura 1

Sistema de adquisición



Nota: (A) Un sujeto con el sistema multimodal EEG-EMG-BCI con los 14 electrodos del EEG, los 4 del EMG (incluyendo GND y referencia), el g.GAMMAsys y el g.USBAMP RESEARCH. (B) Abajo las fases de cada repetición y la duración, indicando visualmente al sujeto lo que debe hacer en cada instante de la captura; arriba un *trial* de EMG sincronizado con la señal de movimiento.

Luego de las pruebas de calidad de señal, se procede a iniciar el protocolo de captura fuera de línea a través del modelo creado en SIMULINK®, siguiendo las fases que se exponen en la figura 1 B, relativamente similar a métodos utilizados en diferentes investigaciones, inclusive por ejemplo en la solución comercial recoveriX [6]. Se realizan por lo menos dos tandas de 15 repeticiones cada una por cada sujeto de la flexo-extensión no balística de la muñeca realizando la máxima contracción voluntaria. Cada repetición dura 17 segundos por ende cada tanda 4:15 minutos. Se le solicita al sujeto que se mantenga quieto durante todo el procedimiento y específicamente que no parpadee, trague ni respire profundamente durante la fase de movimiento; cabe mencionar que se apagan las luces del laboratorio para inducir al usuario a que se relaje y a la vez se minimiza el estímulo visual. Los datos son registrados tal cual son digitalizados, es decir no están filtrados ni recortados.

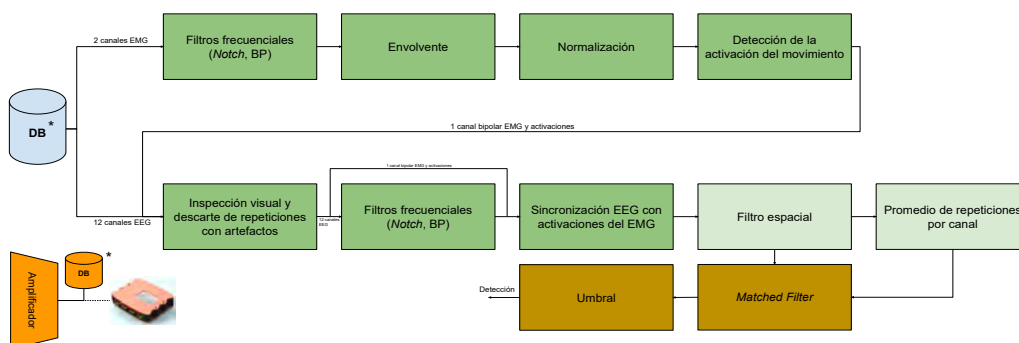
2.1.3 Procesamiento de señales

Los canales de EEG tanto como los de EMG se capturan a una frecuencia de muestreo de 256 Hz. Se sigue el algoritmo de procesamiento del diagrama de bloques de la figura 2 indicados por los bloques en verde para la caracterización del patrón. El filtro espacial seleccionado es el *Common Average Reference* o filtro CAR. Una vez concretada la obtención del *template* fuera de línea, se recurre a la detección de la ocurrencia del patrón en un conjunto de repeticiones, es decir una detección *single-trial* (bloques marrones). Para ello se implementa un *Matched Filter (MF)* siguiendo investigaciones de [4, 5] que detectaron con poca latencia y una precisión satisfactoria, tanto en personas sanas como en pacientes que sufrieron un ACV.

En este trabajo se obtuvo un patrón entrenado por cada individuo y no uno universal, utilizándose el promedio filtrado del canal donde es más representativo el MRCP, es decir C3, C1, Cz, C2 o C4. El patrón tiene 1,5 segundos de longitud y se toma desde 1 segundo antes de la activación del movimiento hasta 0,5 segundos después del mismo. Una vez extraído el patrón y correladas todas las ventanas deslizantes del conjunto de datos de entrenamiento, se ajusta el valor de un umbral con el fin de poder finalmente detectar la ocurrencia o no del patrón.

Figura 2

Diagrama de bloques del algoritmo del sistema propuesto.



Nota: Los bloques anaranjados corresponden a la adquisición. Los bloques verdes corresponden a la caracterización del MRCP. Los bloques marrones corresponden a la fase de detección del patrón.

2.2 Resultados

Se exponen a continuación los resultados de la caracterización fuera de línea y las métricas de desempeño del detector *single-trial*, correspondientes a las fases de adquisición, caracterización y detección del diseño funcional del sistema propuesto.

2.2.1 Fase de adquisición y caracterización

Se encontraron 4 sujetos con un MRCP pronunciado dentro de los 13 sujetos voluntarios en esta fase. En la figura 3 se expone el canal Cz del sujeto 12 tanda 3 capturados con el protocolo mencionado anteriormente (se descartó 1 repetición dentro de las 15 de esta tanda, por lo que se procesaron 14). En la figura 3 A se observa el canal Cz ampliado, donde se pueden ver los distintos componentes del MRCP separados con líneas punteadas azules, notándose que el decrecimiento inicia en el segundo $-1,89$ aproximadamente, también que el máximo pico negativo ($-7,93 \mu\text{V}$) ocurre muy poco después de la activación del movimiento (133 ms) y en la gráfica B se confirma que el movimiento estuvo centrado en la región cortical alrededor de Cz y C1 (central y contralateral al movimiento).

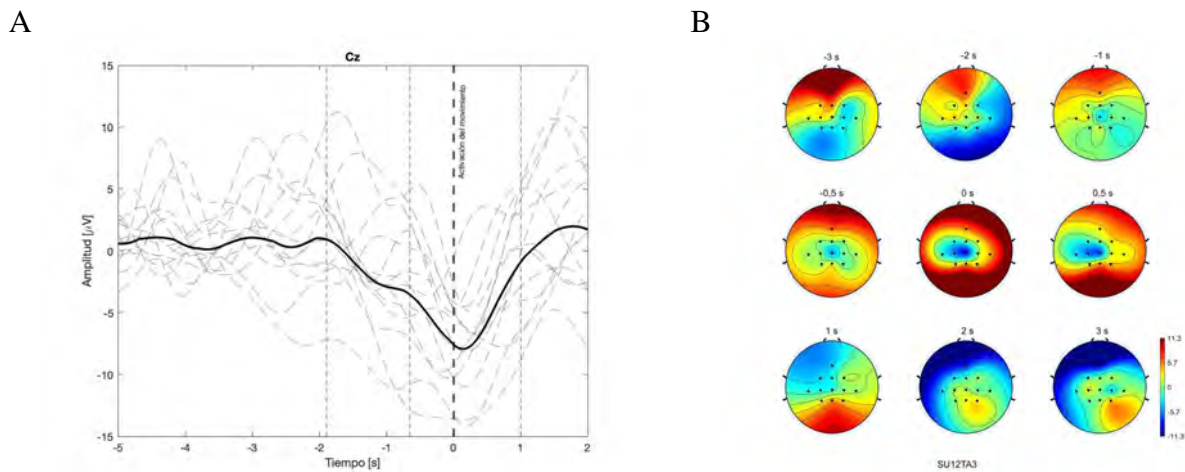
2.2.2 Detección *single-trial*

La detección *single-trial* fue implementada y probada en los 4 sujetos con un MRCP pronunciado. En la figura 4 se observa la salida del *Matched Filter* en el gráfico inferior, el umbral horizontal y los aciertos en la detección *single-trial* con asteriscos. En la figura 4 queda claro que cuando la salida del MF supera el umbral la ventana es clasificada como movimiento. Se utilizan como métricas de desempeño para el detector MF la tasa de verdaderos positivos (TPR), la tasa de falsos positivos (FPR) y la latencia de detección. Se ajusta el umbral haciendo una negociación entre la TPR y la FPR.

2.3 Discusiones

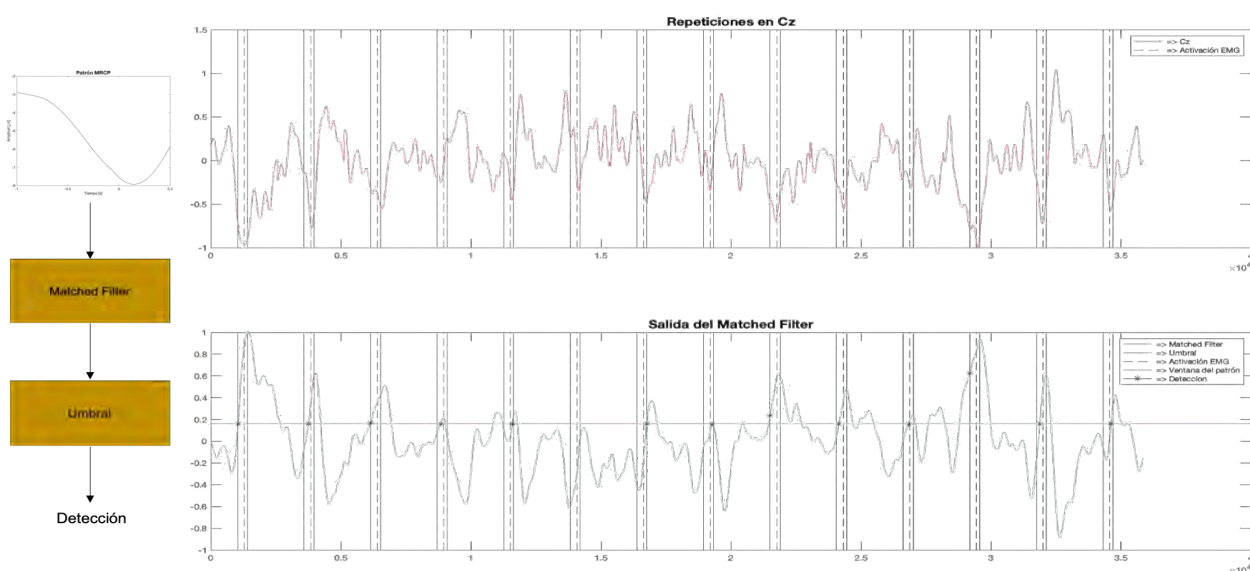
La TPR promedio de 71,43 % y la latencia promedio de $-338,65$ ms condice con la literatura [5] y resultan prometedores para una implementación en línea, en busca de cumplir la teoría hebbiana. Para llegar a tasas de acierto mayores se podrían explorar movimientos más demandantes para el sujeto, como la flexión del codo por ejemplo; de esta manera se espera un decrecimiento más pronunciado sobre la activación. También se pueden negociar los umbrales elegidos en base a otro balance entre

Figura 3
Caracterización del MRCP



Nota: (A) Gráfico del canal central Cz, con una representación de la amplitud en función del tiempo. Las líneas grises sinusoidales representan cada repetición y la línea negra gruesa el promedio. (B) Gráfico topográfico de la amplitud del MRCP generado con EEGLAB; se observa que hay preparación cortical en la zona central y contralateral.

Figura 4
Salida del algoritmo de detección



Nota: En el gráfico superior se tienen las 14 repeticiones seleccionadas del canal Cz. En el inferior se observa la salida del MF en azul y en asteriscos negros la detección del MRCP. Para el sujeto se detectó el MRCP *single-trial* en 13 de 14 repeticiones.

Tabla 1

Métricas de desempeño del detector MF single-trial

Sujeto/Tanda	Umbral	TPR	FPR	Latencia (fuera de línea)
2/1	0,22	92,86 %	35 %	-276 ms
2/2	0,18	85,71 %	7,69 %	-541 ms
2/3	0,37	57,14 %	52,94 %	-2,83 ms
5/2	0,24	71,43 %	54,55 %	-189 ms
5/3	0,2	57,14 %	55,55 %	-347 ms
7/2	0,26	78,57 %	26,67 %	-444 ms
7/3	0,27	42,85 %	45,45 %	-426 ms
12/2	0,28	64,29 %	40 %	-458 ms
12/3	0,16	92,86 %	26,32 %	-364 ms
Promedios		71,43 %	38,24 %	-338,65 ms

Nota: Se observan los diferentes umbrales elegidos para encontrar un balance entre las métricas.

TPR y FPR. Se comprobó el buen desempeño del filtro espacial CAR y el Matched Filter, buscando un bajo coste computacional, baja latencia y satisfactoria precisión.

3. Conclusiones

Las BCI basadas en EEG muestran un presente y un futuro en busca de nuevas terapias de rehabilitación para personas que sufren alguna condición neurológica. Se logró caracterizar un patrón cortical relacionado al movimiento (MRCP) fuera de línea e inclusive implementando la detección *single-trial*. Para cerrar el lazo de rehabilitación y que finalmente se tenga una interfaz cerebro-computadora funcional es necesario dar el paso hacia un algoritmo en línea. Para ello se deben adaptar los filtros seleccionados para verificar su desempeño y crear un modelo de procesamiento de datos en línea.

4. Referencias

- [1] Peter Langhorne, Julie Bernhardt, and Gert Kwakkel. Stroke rehabilitation. *The Lancet*, 377(9778):1693–1702, 2011.
- [2] Matija Milosevic, Cesar Marquez-Chin, Kei Masani, Masayuki Hirata, Taishin Nomura, Milos R Popovic, and Kimitaka Nakazawa. Why brain-controlled neuroprosthetics matter: mechanisms underlying electrical stimulation of muscles and nerves in rehabilitation. *Biomedical engineering online*, 19(1):1–30, 2020.
- [3] Janis J Daly and Jonathan R Wolpaw. Brain–computer interfaces in neurological rehabilitation. *The Lancet Neurology*, 7(11):1032–1043, 2008.
- [4] Francisco Resquin Acosta. *Development of a hybrid robotic system based on an adaptive and associative assistance for rehabilitation of reaching movement after stroke*. PhD thesis, Universidad Carlos III de Madrid, 2017.
- [5] Imran Khan Niazi, Ning Jiang, Olivier Tiberghien, Jørgen Feldbæk Nielsen, Kim Dremstrup, and Dario Farina. Detection of movement intention from single-trial movement-related cortical potentials. *Journal of neural engineering*, 8(6):066009, 2011.
- [6] Danut Irimia, Nikolaus Sabathiel, Rupert Ortner, Marian Poboroniuc, William Coon, Brendan Z Allison, and Christoph Guger. recoverix: a new bci-based technology for persons with stroke. In *2016 38th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC)*, pages 1504–1507. IEEE, 2016.

Controlador FES para la asistencia en la transferencia de sedestación a bipedestación usando una neuroprótesis de miembros inferiores.

Sergio Elizalde, Maximiliano Bonnin y Fernando Brunetti

Universidad Católica “Nuestra Señora de la Asunción”,

Asunción, Paraguay

sergio.elizalde@uc.edu.py

Resumen: *El trabajo presenta los protocolos y algoritmos utilizados para la caracterización de la actividad biomecánica de los miembros inferiores durante la transición de sedestación a bipedestación para su posterior análisis y control utilizando una neuroprótesis (NP H-GAIT). La captura de electromiografía superficial durante la realización de la actividad contempla 4 grupos musculares de los miembros inferiores: Tibialis Anterior, Gastrocnemios, Hamstrings y Cuadriceps; y la dinámica del movimiento se captura con una unidad de medida inercial ubicada en la parte anterior de la pierna. El algoritmo de control se realiza utilizando un sistema experto implementado en una máquina de estados finita para la detección de las fases de la actividad de levantarse, lo cual permite estimular los grupos musculares que participan en el desarrollo de la misma posibilitando su uso en terapias de rehabilitación o compensación de disfunciones motoras permanentes.*

Palabras claves: *Neuroprótesis, Activación muscular, Levantarse, Sistemas expertos.*

1. Introducción

De acuerdo a la OMS, los accidentes cerebro-vasculares (ACV) son la segunda causa de muerte en el mundo. Es además una de las principales causas de patologías neuromotoras que demandan procesos de rehabilitación (parálisis, debilidad muscular, o disfunción sensorial) o compensación (pie caído, atrofia muscular) con potencial indicación de nuevas tecnologías como los exoesqueletos o las neuroprótesis (NP).

Los exoesqueletos de miembro inferior y las neuroprótesis motoras (electroestimulación funcional de los músculos) son tecnologías de rehabilitación o compensación de disfunciones motoras. Sus prometedores resultados motivan el continuo desarrollo de este tipo de tecnologías [5]. En casos donde el músculo del usuario no esté atrofiado se puede utilizar un sistema FES (*Functional Electrical Stimulation*, en inglés) a fin de obtener activación muscular y asistir en la realización de la actividad locomotora. En esta línea de investigación la Universidad Católica “Nuestra Señora de la Asunción” desarrolla en los últimos años la neuroprótesis H-GAIT, la cual cuenta con un sensor IMU y 4 canales de estimulación eléctrica con estimador de bioimpedancia de la interfaz electrodo-piel.

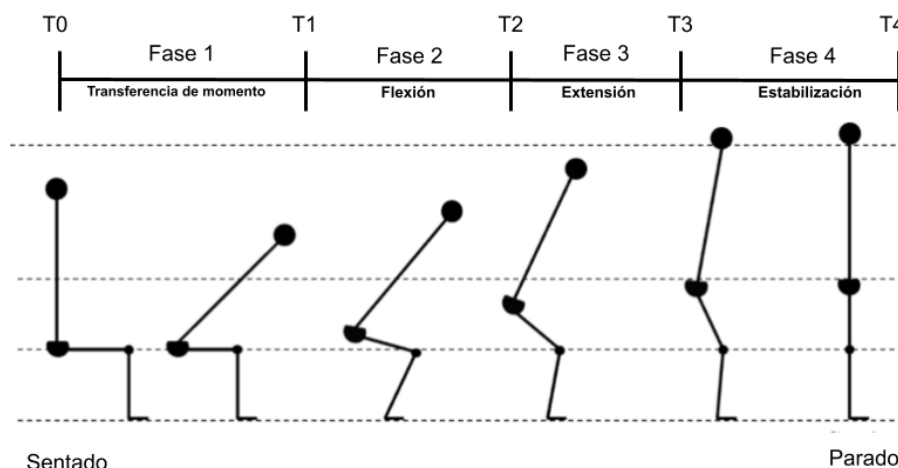
2. Desarrollo

Las actividades funcionales de los miembros inferiores son aquellas que permiten la locomoción y balance de la persona. Entre éstas actividades podemos citar la caminata, subir y bajar escaleras, ascender y descender rampas, sentarse, pararse, ciclismo, entre otras. La actividad más importante es

la caminata, numerosos estudios han aplicado neuroprótesis robóticas para la rehabilitación y compensación de la misma. La actividad de levantarse de una silla es prerequisite para caminar y a su vez es una de las actividades más demandante biomecánicamente (pares articulares y equilibrio). El análisis de estas actividades se realiza desde el punto de vista cinemático (posición angular de articulaciones), dinámico (par/torque sobre las articulaciones) y electrofisiológico (participación de grupos musculares).

Figura 1

Segmentación en fases de la transición de sentado a parado.



Nota: La transferencia de sedestación a bipedestación se puede segmentar en 4 fases relacionadas a las etapas biomecánicas del movimiento, en donde el cuerpo humano se puede modelar como el movimiento de 3 segmentos rígidos en el plano sagital con 3 grados de libertad de movimiento relacionadas a las articulaciones cadera y rodilla. Adaptación de Padilla et al. [3].

La actividad de levantarse de una silla puede segmentarse en 4 fases como se observa en la figura 1. La fase 1 es conocida como la transferencia de momento, caracterizada por la inclinación del torso hacia adelante, la misma abarca desde el inicio del movimiento hasta el evento de despegue de la silla. La fase 2, conocida como la flexión, abarca desde el despegue de la silla hasta alcanzar el ángulo de máxima dorsiflexión del tobillo. La tercera fase es la extensión, en la cual progresivamente partiendo de la máxima dorsiflexión, se extiende la rodilla y la cadera. Finalmente la última fase es la estabilización, en donde una vez alcanzado la extensión de la cadera y rodilla el sujeto mantiene la postura erguida y termina el movimiento.

2.1 Metodología

El protocolo aplicado tiene como objetivo la caracterización de las señales cinemáticas y electromiográficas durante la transición de la actividad sentado a parado utilizando el sensor inercial de la neuroprótesis H-GAIT y el amplificador de biopotenciales g.USBAMP respectivamente.

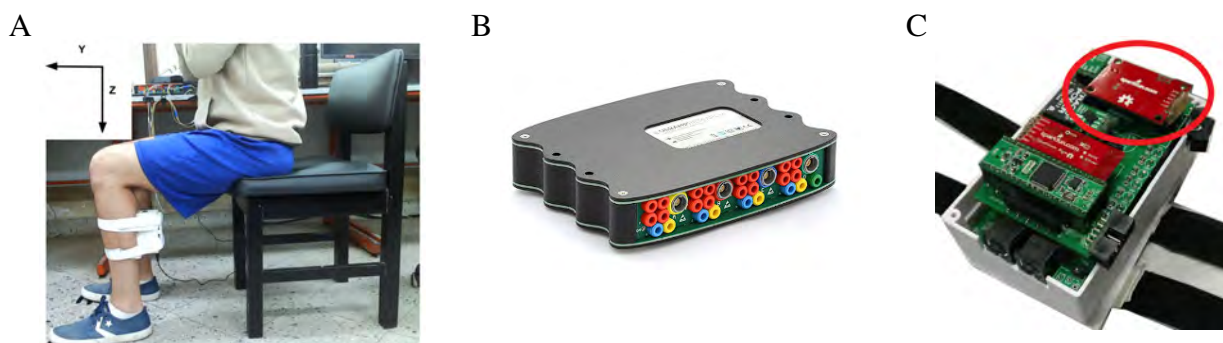
El sensor inercial está ubicado en la parte anterior de la pierna y los electrodos superficiales en los 4 músculos de interés: Cuadriceps, Hamstrings, Gastronecmios y Tibialis Anterior, conectados al amplificador g.USBAMP.

Se contó con la participación de 5 **sujetos**, quienes previamente fueron introducidos a los objetivos y procedimiento del presente experimento para obtener su consentimiento. Todos los sujetos son sanos y no informaron ningún deterioro motor asociado a los miembros inferiores al momento de realizar la actividad física.

Los **instrumentos** utilizados para la recolección de las señales tanto inerciales como electromiográficas fueron el sensor IMU Razor de la NP H-GAIT y el amplificador de biopotencial g.USBAMP.

Figura 2

Instrumentos utilizados para la realización el experimento.



Nota: (A) Postura inicial del experimento realizado. Se muestra el plano sagital del movimiento con los ejes del IMU para las mediciones de la aceleraciones. (B) Amplificador de biopotenciales g.USBAMP para la captura de electromiografía superficial. (C) Neuroprótesis H-GAIT, remarcado en rojo el IMU 9DOF RAZOR que captura las señales inerciales durante el movimiento.

La captura de las señales EMG se hacen con electrodos superficiales de cloruro de plata (Ag/AgCl). Para capturar la señal EMG con el amplificador g.USBAMP se utiliza una frecuencia de muestreo de 1200 Hz y para capturar el movimiento se utiliza el sensor IMU a una frecuencia de 62,5 Hz, ambos sincronizados con una señal de inicio y fin del experimento.

La silla utilizada fue la misma para todos los participantes, la cual tiene una altura con relación al piso de 43 cm y no cuenta con reposabrazos como se puede observar en la figura 2A, además de los ejes de interés para este experimento, los cuales son el eje Z e Y del plano sagital.

En la **etapa 1** se prepara el experimento, indicando la postura inicial de sentado y también adecuando la piel para la captura de electromiografía con los electrodos superficiales. La ubicación de los electrodos se realiza siguiendo las normativas SENIAM [6].

En la **etapa 2** se toman los datos del sujeto y se solicita al sujeto realizar ejercicios de máxima contracción voluntaria (MVC) de los 4 músculos por separado.

En la **etapa 3** se añade la NP H-GAIT a la pierna que no tiene los cables electrodos y se lanzan 4 tandas de 5 repeticiones de la tarea cada una, con descansos entre tandas para evitar la fatiga.

Figura 3

Procesamiento de la señal EMG.



Nota: Flujo de procesamiento digital de la señal de electromiografía. Primeramente se realiza un filtro paso banda (Butterworth de orden 6) en el rango de 20 a 450 Hz, la cual es el ancho de banda recomendado por diferentes autores [2, 1]. Luego de esto se realiza la transformada rápida de Fourier para observar el espectro frecuencial de la señal con el fin de diseñar los filtros Notch (IIR de orden 2) necesarios para las distintas armónicas del ruido de línea. Una vez terminada la etapa de filtrado se aplica una rectificación de onda completa a la señal y se obtiene la envolvente de la misma. Para este efecto se calcula el valor RMS de una media móvil con ventana de 300 ms. Finalmente se normaliza la amplitud resultante al MVC particular de cada sujeto para normalizar la amplitud.

El **procesamiento** se realizó de manera *offline* a la señal EMG utilizando la herramienta MATLAB.

En la figura 3 se observa el *pipeline* de procesamiento aplicado a nuestra señal EMG cruda. Se utiliza la configuración bipolar de electrodos, la cual es filtrada utilizando filtros IIR de fase cero para no causar distorsiones de fase.

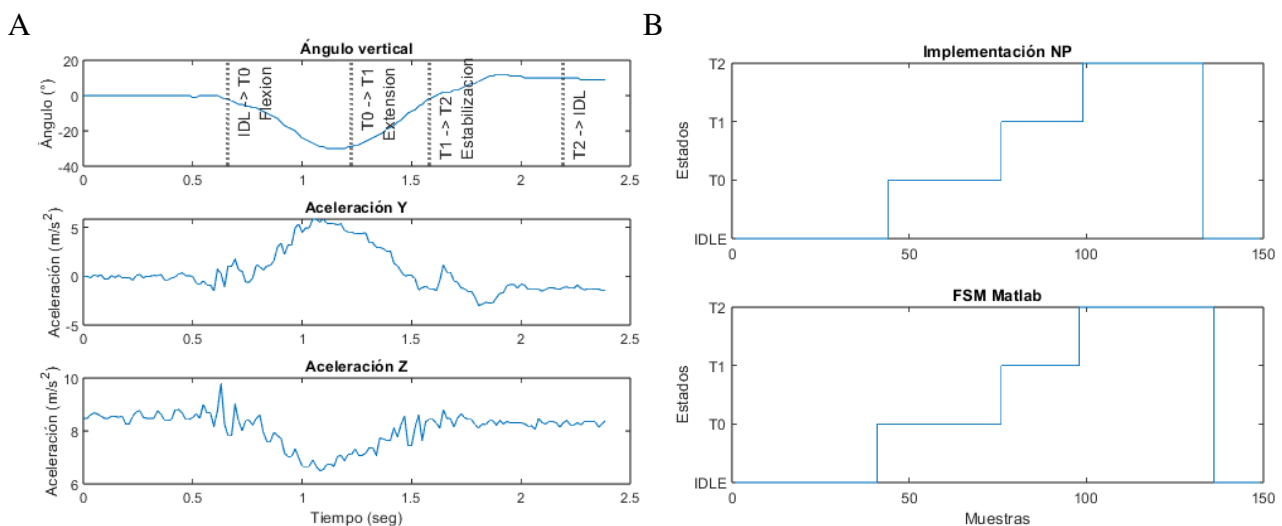
Una vez generado el conjunto de datos, se diseñó el algoritmo de segmentación de la actividad y se define los estados de estimulación de la FES para actuar sobre los músculos durante el desarrollo de dicha actividad.

2.2 Resultados

Utilizando el conjunto de datos obtenidos con la realización del experimento explicado en la sección anterior se obtuvo la segmentación de la actividad y las curvas de activación muscular. Dicha segmentación fue obtenida de forma *offline* con el *dataset* de todos los participantes del experimento y luego implementada en la neuroprótesis para validación del funcionamiento.

Figura 4

Señal del IMU y segmentación en fases de la transferencia de sentado a parado.



Nota: (A) Segmentación de la actividad “Sit to Stand” en 3 fases. Se observan la señal del ángulo vertical y las aceleraciones en el plano sagital del movimiento. (B) Comparación de transición de estados de la FSM MATLAB y la implementación en el sistema H-GAIT.

2.2.1 Segmentación

Se implementó la segmentación de la actividad de levantarse de una silla utilizando una máquina de estados finita. La misma tiene 3 estados que son:

- **IDLE** → **T0**: Flexión. Inicia el movimiento de la pierna, caracterizado por un pico negativo de aceleración en Y, y una pendiente negativa en el ángulo vertical hasta alcanzar la máxima dorsiflexión, que corresponde al mínimo del ángulo vertical.
- **T0** → **T1**: Extensión. Comprende desde la máxima dorsiflexión del tobillo hasta el “frenado” de la extensión de la rodilla y cadera, esto se ve caracterizado por un pico negativo en la señal de aceleración Y junto con una pendiente positiva del ángulo vertical.

- **T1 → T2:** Estabilización. Una vez alcanzado la extensión, el cuerpo balancea logrando mayor estabilidad hasta permanecer quieto. Esta fase comprende desde el pico negativo de aceleración en Y (alcanzando la extensión) y una ventana de tiempo en el cual no debe haber movimiento.

Se asume que el estado inicial de la persona al lanzar el funcionamiento de la NP es IDLE. Al finalizar, para transicionar del estado de estabilización a IDLE se utiliza un umbral de amplitud-tiempo, es decir, se espera que la variación angular este por debajo de un umbral de no movimiento por un tiempo suficiente para determinar la transición a IDLE. Cabe resaltar que la primera fase de la actividad, que es el movimiento del tronco hacia delante no es posible sensar con el IMU en la pierna, con lo cual se descarta esa fase de nuestra segmentación.

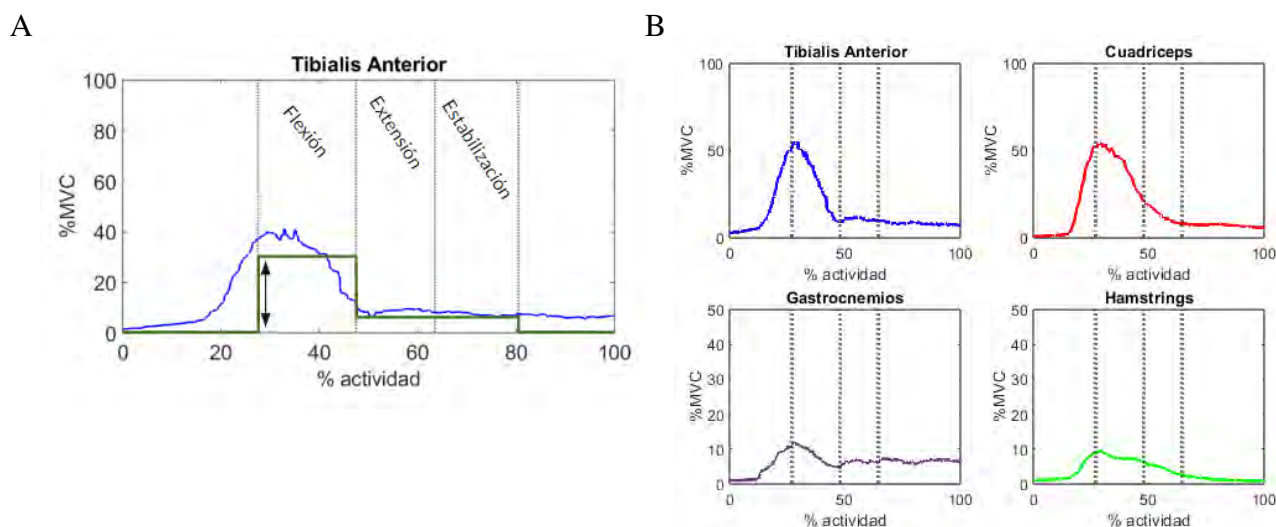
En la figura 4B se observa la comparación de la implementación del algoritmo en la NP H-GAIT con el algoritmo *offline* de MATLAB y el sistema H-GAIT que utiliza el microcontrolador Tiva TM4C123GH6PM. Principalmente se ve una diferencia en el estado final, el cual contempla una condición temporal para transicionar de la fase de estabilización al estado de no movimiento IDLE.

2.2.2 Actuación

Mediante las señales EMG es posible obtener la activación muscular y estimular los músculos encargados de realizar la tarea de locomoción. La caracterización de las señales EMG nos permiten definir los perfiles de estimulación para cada músculo en las distintas fases del desarrollo de la actividad de levantarse.

Figura 5

Curvas de activación muscular durante la transición de sentado a parado.



Nota: (A) Obtención de parámetros de pulso para la estimulación eléctrica a partir de la señal electromiográfica, donde se opta por la modulación en amplitud del pulso. El área bajo la curva electromiográfica (en azul) es equivalente al área bajo la curva del pulso rectangular (en verde). (B) Activación muscular durante la actividad de levantarse de una silla obtenida en el experimento. En línea punteadas se marcan las fases correspondientes a la flexión y extensión.

En la figura 5B podemos observar las curvas de activación muscular obtenidas en el experimento realizado. Los 4 grupos musculares estudiados son los Cuadricéps, Hamstrings, Tibialis Anterior y Gastrocnemios. Con esto es posible definir los perfiles de estimulación FES, esto se realiza a través de los parámetros configurables cargados por consola en la neuroprótesis. El estimulador permite generar

pulsos de corriente definiendo la amplitud, el ancho y la frecuencia del tren de pulsos generado. Un perfil de estimulación contiene todos los parámetros de control establecidos independientemente para cada canal, con lo cual es posible adecuar el tren de pulsos al músculo objetivo para cada fase de la segmentación. La obtención de estos parámetros se detallan en la figura 5A.

2.3 Discusiones

Las curvas de activación muscular obtenidas se correlacionan con trabajos anteriormente hechos por otros autores, validando así el procesamiento de la señal y la implicancia de cada músculo en la realización de la actividad [4]. Los algoritmos basados en umbrales y eventos en el dominio del tiempo permiten reconocer transiciones entre fases de una actividad en tiempo real, trazar errores en la detección fácilmente y no demandan mucho coste computacional. Se observa una estrecha correlación entre las señales inerciales y electromiográficas medidas durante la realización de la actividad, en donde predomina la participación del Tibialis Anterior y el Cuadriceps, músculos encargados de la flexión del tobillo y la extensión de la rodilla respectivamente.

3. Conclusiones

El estudio de las estrategias de activación muscular que realiza el sistema nervioso central para las distintas actividades del ser humano como lo es levantarse o ponerse de pie, permite potencialmente intervenir en la realización de la actividad utilizando una neuroprótesis con canales de estimulación eléctrica para asistir artificialmente en el desarrollo de la misma en terapias de rehabilitación y entreno. Se observa participación mayoritaria de los músculos Tibialis Anterior y Cuadriceps en la actividad de levantarse de una silla, con lo cual éstos son los músculos objetivos para una rehabilitación. Además se debe tener en cuenta que para sujetos patológicos con debilidad muscular o parálisis se requiere de un soporte mecánico extra (Exoesqueletos o barras paralelas). Dicha funcionalidad no es otorgada por la neuroprótesis motora al usuario.

4. Referencias

- [1] Hermie J Hermens, Bart Freriks, Catherine Disselhorst-Klug, and Günter Rau. Development of recommendations for semg sensors and sensor placement procedures. *Journal of electromyography and Kinesiology*, 10(5):361–374, 2000.
- [2] Roberto Merletti and PJJ EK Di Torino. Standards for reporting emg data. *J Electromyogr Kinesiol*, 9(1):3–4, 1999.
- [3] C. Marín Padilla and Ivette Yadira. *Biomechanical analysis of the sit-to-stand transition*. PhD thesis, The University of Manchester, 2016.
- [4] Ghulam Rasool, Kamran Iqbal, and Gannon A White. Myoelectric activity detection during a sit-to-stand movement using threshold methods. *Computers & Mathematics with Applications*, 64(5):1473–1483, 2012.
- [5] Antonio Rodriguez Fernandez, Joan Lobo-Prat, and Josep M Font-Llagunes. Systematic review on wearable lower-limb exoskeletons for gait training in neuromuscular impairments. *Journal of neuroengineering and rehabilitation*, 18(1):1–21, 2021.
- [6] Dick Stegeman and Hermie Hermens. Standards for surface electromyography: The european project surface emg for non-invasive assessment of muscles (seniam). *Enschede: Roessingh Research and Development*, 10:8–12, 2007.

BRAIN-CONTROLLED FUNCTIONAL ELECTRICAL STIMULATION FOR LOWER LIMB MOTOR REHABILITATION AFTER STROKE – PILOT STUDY

Thifany Ketuli Silva de Souza¹, Anelise Russo Praciano², Karla Kelly Campos de Souza Pinto³, Elivandja Santos Vila Nova⁴, Rebeca Correia Freire Rodrigues⁵, Renata Estela de Melo Rodrigues Russo⁶, Karine Pugliesi de Paiva⁷, Carina Marconi Germer⁸

¹Federal University of Pernambuco, Brazil, thifany.souza@ufpe.br

²Reintegrar Saúde Clinic, ane.rpn@gmail.com

³Reintegrar Saúde Clinic, karlacampos@reintegrarsaude.com.br

⁴Reintegrar Saúde Clinic, elivandja@hotmail.com

⁵Reintegrar Saúde Clinic, rebeaacorreia@gmail.com

⁶Reintegrar Saúde Clinic, renata.emr@gmail.com

⁷Reintegrar Saúde Clinic, kca_paiva@hotmail.com

⁸Federal University of Pernambuco, Brazil, carina.germer@ufpe.br

Abstract: Brain-computer interface (BCI) has been used to condition a new functional electrical stimulation (FES) therapy for the motor recovery of stroke patients. However, the effectiveness of this therapy compared to conventional FES must be evaluated in the lower limbs. In this pilot study, three patients were instructed to just relax while receiving conventional FES at the tibialis anterior muscle, and three patients were allocated to the FES-BCI group, in which stimuli were delivered only if the motor intention for ankle dorsiflexion was identified. Clinical outcomes were evaluated before and after 10 therapy sessions. Patients increased dorsiflexion angle amplitude and improved gait performance as assessed by Timed Up and Go test and walking cadence, but the Fugl Meyer's score did not change significantly. Overall, there were slightly better recoveries for patients in the conventional FES group, but these patients had also greater motor limitations before treatment. Recruitment of new patients will mitigate these sample differences.

Key words: brain-computer interface, stroke, physiotherapy device, lower limb

1. Introduction

Electrical stimulation of nerves and muscles is an important technique for motor rehabilitation, as it can replace or restore motor function. Studies have shown that few weeks of intervention with functional electrical stimulation (FES) can improve strength and motor skills of patients with motor dysfunctions. For instance, gait performance was significantly improved for patients with stroke and spinal cord injury [1], [2], and FES partially restored

reaching and grasping movements in patients with severe hemiparesis and chronic stroke [3], [4], who are generally patients resistant to conventional therapy methods.

Studies suggest that FES rehabilitation might be further enhanced when patients are motivated to receive electrical stimulation concomitant with motor intention or effective voluntary movement [5]. Moreover, novel applications of FES combined with a brain-computer interface (BCI) ensure that the stimulus will be delivered only and whenever movement intent is detected. For this, electrodes positioned on the motor cortex [6]–[8] detect the slightest electrical activity for the motor intention and trigger the sequence of stimuli. Despite the favorable scenario, it is not the knowledge that this integration properly enhances the rehabilitation effects of FES, in except for few studies for the upper limbs [6], [9], [10] and one for lower limbs [7].

2. Development

This study aims to evaluate the efficacy of the brain-conditioned FES therapy for lower limb of stroke patients in a systematic and controlled study. For this, we designed a double-blinded longitudinal study where neither the patients nor the evaluator of the clinical assessments was aware of the therapy modality employed: conventional FES (control) and brain-conditioned FES (BCI).

2.3 Method

Six chronic stroke patients participated in this study. Details of the participant demographics are listed in Table 1. The procedures were in accordance with the Declaration of Helsinki and were approved by the Federal University of Pernambuco Research Ethics Committee (CAAE: 57913722.6.0000.5208). All participants gave written informed consent prior to the eligibility assessment. The study was carried at the Reintegrar Saúde clinic (Recife-Brazil). Participants received ten sessions of physiotherapy (within 1 month) and participated in two sessions of clinical trials, one prior and one after the treatment. The therapy sessions consisted of 15 min of mobilization of the common peroneal and sciatic nerves, followed by 30 min of the electrical stimulation protocol on the tibialis anterior muscle.

Regardless of the treatment group (control or FES-BCI), all participants wore an electroencephalogram (EEG) cap with six electrodes (at cz, fcz, cpz, fp1, afz and fp2 regions) during the electrical stimulation protocol. For the control group, participants only received

the instruction to relax, and received trains of 5-s stimulation and 10-s rest for 30 min. Patients in the BCI group, on the other hand, were motivated to dorsiflex the impaired ankle at specific times. The movement intention was identified by the alpha band desynchronization of all the EEG signals. Whenever desynchronization was greater than a threshold for a duration of 3 s, the stimulus was delivered for 1 s. This phase lasted 8 s and was followed by another 8 s of stimuli that was delivered regardless of whether movement intention was detected, although the instructions were still to intentionally contract. Then a 16-s rest was respected. This cycle was repeated for a duration of 35 min. Regardless of the treatment group, the exact location and intensity of the current (from 10 to 25 mA) were adjusted for each patient in order to effect maximum dorsiflexion with the lowest level of discomfort.

The patient's motor rehabilitation was evaluated by clinical indicators such as, ankle joint range (dorsiflexion and flexion), gait cadence, 3-m Timed Up and Go test (TUG), Barthel Scale, and Fugl Meyer Scale for lower extremity. These variables were compared between treatment groups (conventional FES – CTR, and conditional FES – BCI) and time (prior and after treatment).

2.4 Results

The two groups show similar demographic distributions and levels of cognitive impairments as measured with the Mini-Mental State test (Table 1).

Table 1: Participant demographics (mean and standard deviations)

Variable	BCI-FES	Control	Total
Age (years)	44.33 (7.41)	63.33 (6.34)	53.33 (12.15)
Sex (M /Total)	1/3	1/3	2/6
BMI	27.95 (3.23)	31.01 (1.57)	29.48 (2.96)
Duration Injury (years)	4.66 (2.23)	2.94 (0.91)	3.80 (1.91)
Treatment Duration (days)	31 (2.83)	28.67 (4.5)	29.83 (3.93)
Mini-mental State	26.33 (5.19)	24.33 (4.19)	25.33 (4.82)

An improvement in the range for ankle dorsiflexion of the impaired feet was found for both groups but was more apparent for the BCI participants (Figure 1A). Although ankle flexion increased after treatment for the general population, it decreased for half of the participants (Figure 1B), probably due to the therapy focused on the dorsiflexion.

The Fugl Meyer score did not increase after treatment and was similar between groups (Figure 1C). The Barthel index for activities of daily living indicated an improvement in functional independence only for the control group (Figure 1D), but it was also the group with the lowest pre-treatment score. The balance and mobility tests assessed by TUG (Figure 1E) and walking cadence (Figure 1F) also showed improvements with both treatment but was more apparent for the control group.

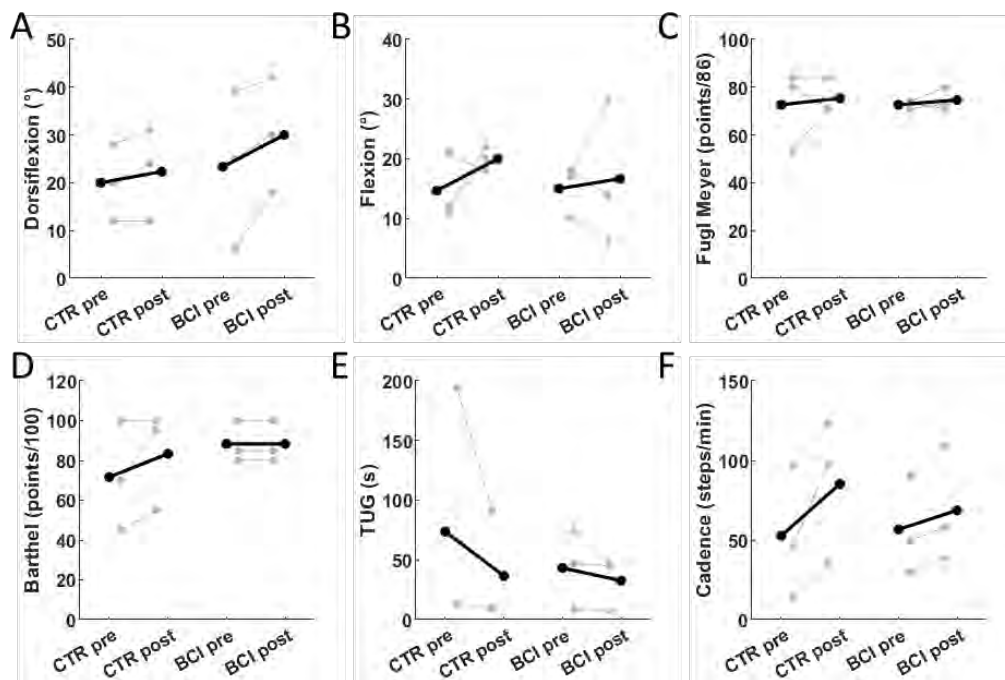


Figure 1. Experimental outcomes: angle of ankle dorsiflexion (A) and flexion (B), Fugl Meyer score (C), Barthel score (D), Timed Up and Go test (E) and walking cadence (F) for the groups that received conventional functional electrical stimulation (control, CTR) and brain-computer interface stimulation (BCI) before (pre) and after (post) treatment.

2.5 Discussion

The results show motor recovery of the lower-limb of patients with chronic stroke after FES for both types of intervention (conventional or BCI-conditioned). Limited ankle range of motion is particularly common for stroke patients and it is a significant health problem as it affects walking efficiency, posture and stability, and increase the risk of falling. FES is known to improve the joint motion by strengthening the muscles [11], but the joint mobilizations performed at the beginning of the sessions may also have contributed to the improvements in ankle amplitude [12].

Although participants did not perform gait training, the outcomes also show improvements in gait mobility and balance. Moreover, increase in Barthel score indicate improvements in functional independence, especially related to mobility.

The outcomes do not favor the BCI-conditioned FES, contrary to the findings of a recent study where conditioned FES demonstrated superior arm motor recovery compared to conventional FES [6]. In this study, the sample size may have contributed to the inconclusions, as well as the group differences regarding to the baseline motor limitations of the participants, as showed by Barthel index prior to treatment. In general, the most disabled patients were the ones with greater recoveries, but were the ones allocated to conventional FES group. The recruitment and allocation of new participants will minimize distribution difference not only in age, sex and time of injury, but also in the motor capacities measured by Barthel index. Moreover, another clinical trials will be evaluated six months after the end of the therapy to assess long-lasting effects.

3. Conclusion

This study corroborates the application of FES therapy for lower limb motor rehabilitation in patients with chronic stroke. However, a larger sample size is necessary to compare the effectiveness of brain-conditioned FES versus the conventional FES.

Disclosure: The BCI equipment was donated by the company Neurobots (Recife-Brazil), developer of the device.

4. References

- [1] G. Alon, A. F. Levitt, and P. A. McCarthy, “Functional Electrical Stimulation Enhancement of Upper Extremity Functional Recovery During Stroke Rehabilitation: A Pilot Study,” *Neurorehabil. Neural Repair*, vol. 21, no. 3, pp. 207–215, May 2007.
- [2] N. Kapadia *et al.*, “A randomized trial of functional electrical stimulation for walking in incomplete spinal cord injury: Effects on walking competency,” *J. Spinal Cord Med.*, vol. 37, no. 5, pp. 511–524, 2014, doi: 10.1179/2045772314Y.0000000263.
- [3] D. A. Hebert, J. M. Bowen, C. Ho, I. Antunes, D. J. O’Reilly, and M. Bayley, “Examining a new functional electrical stimulation therapy with people with severe

- upper extremity hemiparesis and chronic stroke: A feasibility study,” *Br. J. Occup. Ther.*, vol. 80, no. 11, pp. 651–659, 2017, doi: 10.1177/0308022617719807.
- [4] M. B. Popovic, D. B. Popovic, T. Sinkjær, A. Stefanovic, and L. Schwirtlich, “Clinical evaluation of Functional Electrical Therapy in acute hemiplegic subjects,” *J. Rehabil. Res. Dev.*, vol. 40, no. 5, pp. 443–453, 2003.
- [5] A. Vücković, L. Wallace, and D. B. Allan, “Hybrid brain-Computer interface and functional electrical stimulation for sensorimotor training in participants with tetraplegia: A Proof-of-Concept Study,” *J. Neurol. Phys. Ther.*, vol. 39, no. 1, pp. 3–14, 2015, doi: 10.1097/NPT.000000000000063.
- [6] A. Biasiucci *et al.*, “Brain-actuated functional electrical stimulation elicits lasting arm motor recovery after stroke,” *Nat. Commun.*, vol. 9, no. 1, pp. 1–13, 2018.
- [7] E. Chung, B. H. Lee, and S. Hwang, “Therapeutic effects of brain-computer interface-controlled functional electrical stimulation training on balance and gait performance for stroke: A pilot randomized controlled trial,” *Medicine (Baltimore)*, vol. 99, no. 51, p. e22612, 2020, doi: 10.1097/MD.00000000000022612.
- [8] J. J. Daly, R. Cheng, J. Rogers, K. Litinas, K. Hrovat, and M. Dohring, “Feasibility of a new application of noninvasive brain computer interface (BCI): A case study of training for recovery of volitional motor control after stroke,” *J. Neurol. Phys. Ther.*, vol. 33, no. 4, pp. 203–211, 2009, doi: 10.1097/NPT.0b013e3181c1fc0b.
- [9] L. Chen *et al.*, “EEG-controlled functional electrical stimulation rehabilitation for chronic stroke: system design and clinical application,” *Front. Med.*, vol. 15, no. 5, pp. 740–749, 2021, doi: 10.1007/s11684-020-0794-5.
- [10] Y. Y. Jang, T. H. Kim, and B. H. Lee, “Effects of Brain-Computer Interface-controlled Functional Electrical Stimulation Training on Shoulder Subluxation for Patients with Stroke: A Randomized Controlled Trial,” *Occup. Ther. Int.*, vol. 23, no. 2, pp. 175–185, 2016, doi: 10.1002/oti.1422.
- [11] P. H. Peckham and J. S. Knutson, “Functional electrical stimulation for neuromuscular applications,” *Annu. Rev. Biomed. Eng.*, vol. 7, pp. 327–360, 2005.
- [12] A. Alamer *et al.*, “Effect of Ankle Joint Mobilization with Movement on Range of Motion, Balance and Gait Function in Chronic Stroke Survivors: Systematic Review of Randomized Controlled Trials,” *Degener. Neurol. Neuromuscul. Dis.*, vol. Volume 11, no. May, pp. 51–60, 2021, doi: 10.2147/dnnd.s317865.

Classificação computacional de atividades diárias com membros superiores em rede neural de reconhecimento de padrões utilizando sensores inerciais.

Paulo Matheus Girardi¹, Edson Hernandes Francelino², Simone Garcia de Oliveira¹, Marco Henrique Terra², Thiago Luiz Russo¹, Samuel Lourenço Nogueira¹

¹Universidade Federal de São Carlos (UFSCar), Brasil

²Universidade de São Paulo (USP), Brasil

Resumo: *O objetivo deste trabalho é identificar 7 atividades de vida diária exercidas com membros superiores, utilizando sensores inerciais e técnicas de aprendizado de máquina. Para isto, foram utilizados métodos computacionais para tratamento de dados, tais como, sintetização dos dados para homogeneização do número de amostras, banco de filtros digitais, janelamento de Hamming, extração de atributos e classificação por rede neural com a toolbox do Matlab Neural Net Pattern Recognition, e obteve-se como resultados, acurácia média superior a 90% de assertividade após a rede treinada escolher as classes pré-determinadas.*

Palavras chave: *Membros Superiores, Reconhecimento de Atividades, Rede Neural Artificial, Sensores Inerciais.*

Abstract: *The aim of this work is to identify 7 daily living activities carried out with upper limbs using inertial sensors and Machine Learning techniques. For this, we applied computational methods for data treatment, such as synthetic data generation to obtain homogeneity of the number of samples, digital filter bank, Hamming windowing, features extraction, and activity classification using the Matlab Neural Net Pattern Recognition toolbox. As a result, an average accuracy greater than 90% of assertiveness was obtained after the trained network choose the predetermined classes.*

Keywords: *Upper Limbs, Activity Recognition, Artificial Neural Network, Inertial Sensors.*

1. Introdução

O comprometimento do membro superior (MS) após acidentes, traumas ou lesões neurológicas pode resultar em alterações a longo prazo na capacidade funcional e no desempenho de atividades [2], com implicações diretas na diminuição da frequência do uso do braço e na qualidade do movimento. Sendo que, o comprometimento do membro superior pode estar relacionado a um aumento da dependência funcional com diminuição da qualidade de vida e participação social [4]. Assim, o monitoramento da atividade de MS a partir de informações objetivas pode auxiliar intervenções na recuperação da capacidade funcional do membro superior e no aumento da atividade [11].

Neste sentido, o uso de tecnologia para localização indoor, como beacons e sistemas de triangulação de sinais, possibilita identificar a posição de um indivíduo dentro de um espaço fechado, como uma residência, um prédio ou uma clínica médica [8]. Tais sistemas são compostos de sistemas de comunicação sem fio, como Bluetooth, Wi-Fi, Ultra Wideband (UWB), entre outras, sendo muitas vezes utilizando em adição sensores inerciais vestíveis, como acelerômetros e giroscópios capazes de medir o movimento do corpo em tempo real, fornecendo informações sobre a postura, a velocidade e a aceleração dos movimentos do ser humano [9].

O reconhecimento de atividade humana existe em diversos trabalhos com diferentes procedimentos

e técnicas empregadas, como o trabalho dos autores [1, 10] que utilizam sinergia muscular e sensores eletromiográficos para aquisição dos dados.

Neste estudo é proposto e desenvolvido uma estratégia para coleta de dados, armazenamento em nuvem e identificação de 7 tipos de atividades diárias realizadas com membros superiores (MS), sendo utilizado sensores inerciais e técnicas de aprendizado de máquina.

2. Desenho experimental

Para a coleta de dados serão empregados protocolos para realização de atividades comuns a pessoas saudáveis, as quais foram realizadas com os próprios autores deste trabalho. Cabe ressaltar que todos os participantes deste estudo possuem o membro superior direito como o dominante, sendo as atividades definidas na Figura 1. A escolha destes movimentos tem como intuito fazer com que o paciente exerça movimentos de membros superiores, tais como: flexão, extensão, abdução, adução e rotação, como apresentado em [5].

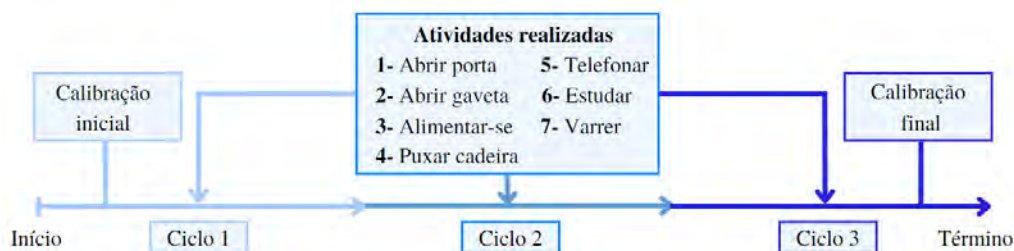


Figura 1: Sequência de atividades e repetições durante a coleta.

3. Plataforma de coleta e transmissão de dados

Nesta seção é apresentada a plataforma proposta neste estudo para coleta e pré-processamento de dados de sensores inerciais. Na Figura 2 é apresentado um breve descritivo do sistema, na qual é possível verificar o uso de dois sensores inerciais posicionados nos pulsos do indivíduo monitorado, sendo os sinais coletados via protocolo Bluetooth 5.0 e transmitidos via protocolo FTP para nuvem através de um aplicativo em Android desenvolvido para esse fim. Na sequência, um script desenvolvido em Matlab baixa os dados da nuvem e disponibiliza o mesmo localmente no computador, para que estes possam ser processados para identificação das atividades monitoradas. Abaixo são apresentados os sensores inerciais utilizados e o aplicativo BSL Capture desenvolvido neste trabalho.



Figura 2: Plataforma para coleta e pré-processamento de dados.

Os sensores inerciais utilizados são do modelo WitMotion WT901C¹, disponíveis comercialmente, para obtenção das acelerações lineares, da taxa de variação angular e dos ângulos de orientação para os eixos x , y e z , sendo realizadas coletas com frequência de aquisição de 50Hz. Já o aplicativo “BSL Capture”, desenvolvido neste trabalho e utilizado para coleta e transmissão de dados, foi projetado na plataforma Android Studio 2022 com uso do pacote de desenvolvimento disponibilizado

¹ <https://www.wit-motion.com>

pele fabricante WitMotion dos sensores inerciais. Este aplicativo possibilita a coleta de dados de múltiplos sensores inerciais e a transmissão dos sinais coletados através de protocolo FTP em um servidor pré-programado.

4. Pre-processamento e extração de características

Nesta seção são apresentados os métodos e ferramentas para o pré-processamento e extração de características a serem utilizados na rede neural para identificação das atividades monitoradas.

Após a coleta de dados realizada em consonância com desenho experimental apresentado na Seção 2, e com uso da plataforma desenvolvida na Seção 3, verificou-se uma assimetria na quantidade de amostras por tipo de atividade monitorada, sendo esta apresentada na Tabela 1.

Erro de +/- 0,125%								
Classes	1	2	3	4	5	6	7	8
Amostras	2714	353	189	1334	667	579	732	1624
(%)	33	4	2	16	8	7	9	20

Tabela 1: Assimetria de amostras

Dessa forma, é proposto o uso de aumento de dados com foco na melhoria de assimetria das amostras, sendo aumentado artificialmente somente as diferenças de assimetria, mantendo os dados reais inalterados, como visto em [3]. A aumento de dados é realizada sobre cada janela de dados de 0.26s (ou 13 quadros), duplicando as amostras após uma pequena rotação artificial dos sensores com ângulos aleatórios entre -3° e $+3^\circ$ para cada eixo, e modelada como $S_{i_{R_{xyz}}} = R_{xyz}S_i$, sendo $S_{i_{xyz}}$ a transformação das leituras do sensor S_i , para $i = \{1, 2\}$, promovida pela matriz R_{xyz} que define a sequência de rotação dos eixos x , y , e z respectivamente pelos ângulos ϕ , θ e ψ .

Nos estudos [1, 5, 6, 12] são propostos o uso de diferentes características e informações para detecção de atividades cotidianas envolvendo sensores inerciais e outros sensores, sendo apresentado na Tabela 2. Nesta é apresentado o resumo dos sensores utilizados, técnicas e características. Por fim, é apresentada a precisão dos métodos quando utilizados para identificação de movimentos.

Trabalhos	Sensores	Características	Técnicas	Precisão (%)
[12]	Acelerômetros	FFT, média, correlação	k-NN	87.3%
[5]	IMUs	Desvio padrão, picos range interquartílico	k-NN, LR, GRNN e RBF	89.7% à 92.1%
[6]	Piezoelétricos	média, RMS, energia, variância, skewness, kurtosis, desvio padrão	DT, BPNN, SVM, SCN	-
[1]	EMGs	média, desvio padrão, potencia, Wavelet	k-NN e SVM	61.0% à 63.0%

Tabela 2: Comparativo de abordagem metodológica em estudos realizados.

Assim, propomos neste trabalho a escolha das seguintes características e informações dos sinais, considerando duas unidades de medida inercial, em janelas de 0.26 segundos (13 quadros ou aprox. $\frac{1}{6}FS$): janelamento de Hamming, RMS, kurtosis, skewness e Distância de pico-a-pico. No total teremos 72 características por tipo de medida considerando os três eixos dos sensores (39 dados crús, 24 valores RMS, 3 valores de Kurtosis, 3 valores de Skewness e 3 distâncias de pico-a-pico), e como estamos utilizando acelerações, velocidades angulares e ângulos de orientação nas duas IMUs, totalizamos 432 características dos sinais.

5. Detecção de atividades cotidianas com RNA

Após a escolha das características e informações, propomos o uso de uma Rede Neural Artificial (RNA), sendo utilizado aplicação Neural Pattern Recognition do Toolbox Deep Learning do Matlab.

Este modelo é uma rede de arquitetura feedforward multicamadas Perceptron, com algoritmo de aprendizagem scaled conjugate gradient backpropagation que, segundo [7], possui vantagens para problemas de otimização de larga escala, quando comparado com o algoritmo backpropagation, cuja efetividade depende dos parâmetros de ajuste da rede definidos pelo usuário. A camada de entrada utiliza a matriz de referência contendo 432 atributos como alimentação da rede. Possui funções de ativação do tipo sigmóide em seus neurônios, na qual a quantidade depende da configuração a ser definida, juntamente com a porcentagem de dados para teste, validação e treinamento, em que as amostras de teste e validação são selecionadas pela função Data Division no modo Random pelo algoritmo. Possui 8 neurônios de saída que recebem esses dados treinados e finalizam a classificação emitindo os 8 valores de saídas pré-definidos na matriz de referência, conforme ilustrado na Figura 3.

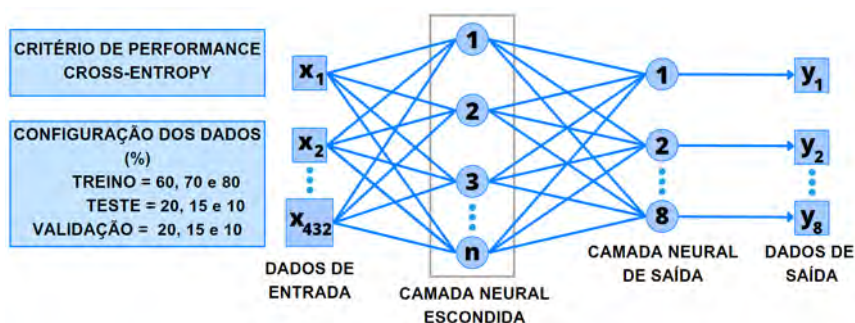


Figura 3: Topologia da Rede Neural de Reconhecimento de Padrões utilizada.

5.1 Resultados e discussão

Foram treinadas 18 possibilidades de RNAs para o reconhecimento das atividades diárias, sendo variada as quantidades de neurônios na camada escondida, e a proporção de recorte dos dados para treinamento teste e validação. Tais resultados são apresentados na Tabela 3.

Repartição de dados.	Dados sintetizados	Quant. de neurônios camada escondida					
		10	25	50	100	150	200
treino-teste-validação 60-20-20	Não	55,0	68,0	79,4	88,7	88,6	92,1
	Sim	54,0	77,1	87,2	94,1	92,8	96,1
70-15-15	Não	56,9	71,1	75,1	88,0	91,9	92,3
	Sim	58,6	80,7	83,4	93,7	96,1	96,1
80-10-10	Não	56,6	69,0	80,8	89,1	92,2	96,1
	Sim	53,8	76,6	88,5	94,5	96,2	98,3

Tabela 3: Acurácia de acerto dos classificadores em %.

Como pode ser observado nas tabelas, a partir de 100 neurônios na camada escondida, o aumento de neurônios da RNA não se traduz em aumento expressivo na acurácia das redes. Por outro lado, configurações com menos de 50 neurônios demonstram baixa acurácia de classificação. Ainda nas tabelas, é possível verificar que a estratégia de aumentar os dados artificialmente possibilitou uma melhora de estimativa em todos os casos, sendo esta mais expressiva a considerar as redes com mais de 100 neurônios, sugerindo maior generalização do modelo em função da boa variabilidade de medidas e homogeneidade da quantidade de amostras. As Figura 4a e 4b, demonstram os resultados para RNA com 200 neurônios e distribuição de Treinamento em 80% da amostra e Testes/Validação

de 10% cada. Nesta é visível que as classes 2 a 8 possuem um bom nível de acurácia (superior à 98% de acerto), demonstrando a capacidade do sistema em identificar as atividades monitoradas, sendo condizente com os resultados obtidos na literatura, conforme Tabela 2. Por outro lado, a identificação de atividades aleatórias ou não monitoradas representada pela classe 1, apresentou um nível de acerto minimamente inferior (acima de 91%). Neste ponto, acredita-se que a diferença de performance pode estar relacionada com a pouca quantidade de coletas (4 pesquisadores) ou mesmo a divisão simétrica realizada pelo aumento de dados, uma vez que os movimentos aleatórios poderiam necessitar de um número maior de amostra de dados por não possuírem padrões definidos ou monitorados. Assim, pretende-se avaliar tal efeito em estudos futuros com grupo de coletas maiores.



(a) Sem dados artificiais.

(b) Com dados artificiais.

Figura 4: Classificação das atividades em RNA

6. Conclusões

Os resultados obtidos através da plataforma proposta, apresentaram boa taxa de acerto nas estimativas das 7 atividades monitoradas neste estudo. Tal performance foi possível somente com uso de aumento de dados no processo de treinamento das RNAs utilizadas. Assim, os modelos predição gerados puderam ser posteriormente utilizados nos dados crus sem adição artificial e também apresentaram boa performance de predição das atividades. No entanto, estudos futuros são necessários para avaliar os procedimentos propostos em conjuntos de dados maiores, bem como e em dados coletados de pacientes pós-AVC.

7. Referências

- [1] Alexis Burns, Hojjat Adeli, and John A. Buford. Upper Limb Movement Classification Via Electromyographic Signals and an Enhanced Probabilistic Network. *Journal of Medical Systems*, 44(10):176, October 2020.
- [2] Caitlin A. Doman, Kimberly J. Waddell, Ryan R. Bailey, Jennifer L. Moore, and Catherine E. Lang. Changes in upper-extremity functional capacity and daily performance during outpatient occupational therapy for people with stroke. *The American Journal of Occupational Therapy*, 70(3):7003290040p1–7003290040p11, apr 2016.
- [3] Bartosz Krawczyk. Learning from imbalanced data: open challenges and future directions. *Progress in Artificial Intelligence*, 5(4):221–232, apr 2016.

- [4] Sze Chit Leong, Yuk Ming Tang, Fong Mei Toh, and Kenneth N. K. Fong. *Examining the effectiveness of virtual, augmented, and mixed reality (VAMR) therapy for upper limb recovery and activities of daily living in stroke patients: a systematic review and meta-analysis.* Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation, 19(1), aug 2022.
- [5] Qi Liu, Xueyan Wu, Yinghang Jiang, Xiaodong Liu, Yonghong Zhang, Xiaolong Xu, and Li-anyong Qi. *A fully connected deep learning approach to upper limb gesture recognition in a secure FES rehabilitation environment.* International Journal of Intelligent Systems, 36(5):2387–2411, 2021. _eprint: <https://onlinelibrary.wiley.com/doi/pdf/10.1002/int.22383>.
- [6] Qiang Liu, Jiade Zhang, Jingna Liu, and Zhi Yang. *Feature extraction and classification algorithm, which one is more essential? An experimental study on a specific task of vibration signal diagnosis.* International Journal of Machine Learning and Cybernetics, 13(6):1685–1696, June 2022.
- [7] Martin Fodslette Møller. *A scaled conjugate gradient algorithm for fast supervised learning.* Neural Networks, 6(4):525–533, jan 1993.
- [8] Tatsuya Morita, Kenta Taki, Manato Fujimoto, Hirohiko Suwa, Yutaka Arakawa, and Keiichi Yasumoto. *BLE beacon-based activity monitoring system toward automatic generation of daily report.* In 2018 IEEE International Conference on Pervasive Computing and Communications Workshops (PerCom Workshops). IEEE, mar 2018.
- [9] Samuel Nogueira, Adriano Siqueira, Roberto Inoue, and Marco Terra. *Markov jump linear systems-based position estimation for lower limb exoskeletons.* Sensors, 14(1):1835–1849, jan 2014.
- [10] Simone Garcia Oliveira, Samuel Lourenço Nogueira, Jean Alex Matos Ribeiro, Leticia Carnaz, Vitoria Regina Rocha Urruchia, Carolina Carmona Alcantara, and Thiago L. Russo. *Concurrent validity and reliability of an activity monitoring for rehabilitation (amor) platform for step counting and sitting/lying time in post-stroke individuals.* Topics in Stroke Rehabilitation, 29(2):103–113, 2022. PMID: 33605190.
- [11] Johannes Pohl, Alain Ryser, Janne Marieke Veerbeek, Geert Verheyden, Julia Elisabeth Vogt, Andreas Rüdiger Luft, and Chris Awai Easthope. *Classification of functional and non-functional arm use by inertial measurement units in individuals with upper limb impairment after stroke.* Frontiers in Physiology, 13, sep 2022.
- [12] Stephen J. Preece, John Yannis Goulermas, Laurence P. J. Kenney, and David Howard. *A Comparison of Feature Extraction Methods for the Classification of Dynamic Activities From Accelerometer Data.* IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 56(3):871–879, March 2009.

MECANISMOS DE ACIONAMENTO PARA PROTÓTIPO DE EXOESQUELETO POR CÓPIA DE MOVIMENTO CONTRALATERAL

Gisele Paiva

Universidade Federal de São Carlos, Brasil, gisele.paiva@ufscar.br

Katylin Rainara Cunha de Meira

Universidade Federal de São Carlos, Brasil, katylinmeira@outlook.com

Rafael Vidal Aroca

Universidade Federal de São Carlos, Brasil, aroca@ufscar.br

Marcos Tan Endo

Universidade Federal de São Carlos, Brasil, marcos.endo@ufscar.br

Mariano Eduardo Moreno

Universidade Federal de São Carlos, Brasil, mmoreno@ufscar.br

Flavia Aparecida Santos Barbosa

Universidade Federal de São Carlos, Brasil, flavia1996@hotmail.com

Resumo: *A perda da funcionalidade da mão é altamente incapacitante em casos de Acidente Vascular Cerebral (AVC). Este artigo propõe uma abordagem para um protótipo de exoesqueleto que funcione por cópia de movimento. Buscou-se avaliar a viabilidade técnica da reprodução do movimento do indicador de uma mão biológica para o indicador de uma mão protótipo. Como resultado, o sistema proposto reproduz bem o movimento, entretanto existem diferenças significativas na cópia do movimento da mão biológicas para a mão protótipo correspondentes à latência e também à amplitude de giro do servomotor.*

Palavras chave: *Reabilitação, Membros Superiores, Acidente Vascular Cerebral.*

Abstract: *Loss of hand functionality is highly disabling in cases of Stroke. This article proposes an exoskeleton prototype that works by movement copy. We evaluate the viability of the reproduction of the movement of the index finger of a biological hand to the index finger of a prototype hand. As a result, the proposed system reproduces the movement well, however there are significant differences in copying the movement of the biological hand to the prototype hand, corresponding to the latency and also to the range of rotation of the servomotor.*

Keywords: *Rehabilitation, Upper Limbs, Stroke.*

1. Introdução

O AVC é descrito como um distúrbio de rápida progressão, que leva à restrição da irrigação sanguínea ao cérebro. As consequências físicas mais comuns são a hemiplegia que pode ser definida como uma paralisia completa dos membros superiores e inferiores do mesmo lado do corpo, e a hemiparesia, onde esse membro superior acometido pode apresentar diminuição da força muscular ou apresentar espasticidade [1], [3] e [5]. O uso de exoesqueletos em diferentes configurações tem sido explorado como ferramenta de reabilitação em trabalhos como [2] e [4]. Este trabalho, portanto, apresenta possíveis soluções em mecanismos de acionamento para um protótipo de exoesqueleto por cópia de movimento contralateral, de modo que no processo de reabilitação de quadros de hemiplegia ou hemiparesia, seja possível copiar o movimento da mão saudável para a outra mão que foi acometida.

2. Desenvolvimento

A. Sistema mecânico

Para demonstrar a viabilidade da proposta, um protótipo foi construído, sendo que o mecanismo é acionado por servomotor (um para cada dedo), onde se fixa uma polia de raio de 15 mm, por onde se enrola um fio de nylon que passa através de três anéis que são colocados em cada falange dos dedos. Dessa forma, a rotação do servomotor traciona o fio e realiza o movimento de extensão do dedo que parte da posição inicial de flexão completa.

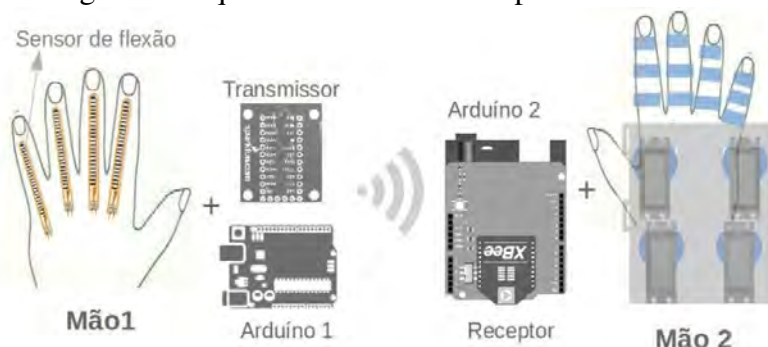
B. Sistema eletrônico

A cópia de movimento de uma mão para a outra foi feita por meio de sensores, transmissor sem fio, receptor sem fio, microcontroladores e atuadores. A Figura 1 mostra um esquema total simplificado. No sistema acoplado à mão 1, ou à mão de referência, o valor de resistência do sensor de flexão lido pelo Arduino é obtido por meio da saída de um divisor de tensão conectado entre o sensor e o conversor Analógico-Digital do Arduino. O valor de resistência escolhido para o resistor fixo, ligado ao sensor, de modo a fornecer o maior intervalo de leitura foi de 57 kOhm (valor foi obtido por meio da medida direta da tensão de saída do divisor de tensão: quando o sensor está esticado (25 kOhm) e quando está dobrado (125 kOhm)). A leitura obtida pela entrada analógica é transmitida por um módulo transmissor Xbee. O sistema da mão 2 contém o módulo receptor conectado ao Arduino 2 e os servomotores.

2.1 Método

Os testes foram realizados em bancada através de uma prótese de mão, prototipada usando impressora 3D e material PLA (fonte site InMoov). Para simular o efeito da mão com alteração de tônus muscular foi adicionado um elástico em cada dedo, de modo a partir da posição inicial de flexão completa (força de tração: 0,5 kgf por dedo). Os testes foram realizados com a cópia do movimento

Figura 1. Esquema do sistema de cópia de movimento



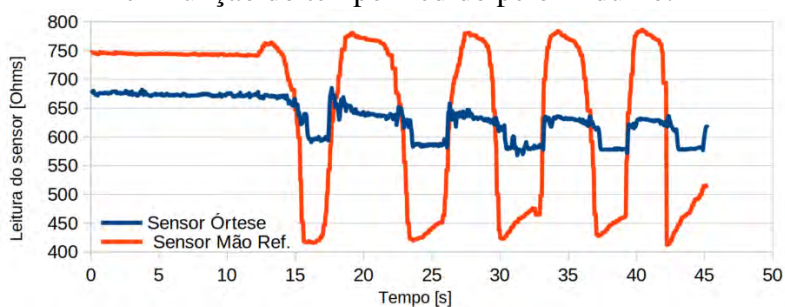
Nota: Esquema do sistema eletrônico Mão 1 (Mão de Referência com sensores de flexão); Arduíno 1 (recebe a variação no valor da resistência do sensor); Transmissor (envia a informação para o Arduíno 2); Arduíno 2 (recebe a leitura por meio de um módulo receptor), convertendo o valor de resistência para valores em ângulos de modo a oferecer o movimento de rotação para o servomotor correspondente ao dedo movimentado) e Mão 2 com o sistema mecânico.

apenas do dedo indicador e utilizando um sensor de flexão na mão de referência e um sensor de flexão na mão protótipo. As leituras dos dois sensores foram realizadas em função do tempo. A relação do sensor 2 (s_2) em função do sensor 1 (s_1) foi calibrada pela equação: $s_2 = 0,2839s_1 + 395,1$ ¹. O segundo teste foi realizado por análise computacional de deslocamento dos pixels, através de um vídeo utilizando o software aberto *Tracker*.

2.2 Resultados

Por meio do primeiro teste, realizado com o sensor na mão de referência e o contra-sensor na mão protótipo, obteve-se a curva da Figura 2. É possível observar que o comportamento é similar, ou seja, nos maiores valores de leitura os sensores encontram-se dobrados e nos menores encontram-se esticados. Verifica-se que os movimentos se repetem, entretanto há uma defasagem entre os picos e vales. Essa defasagem se deve à latência, ou seja, diferença no tempo de resposta entre o movimento da mão referência (humana) e o acionamento mecânico pelo servo, bem como devido ao aumento de rigidez no sistema fornecido pelo sensor quando adicionado ao conjunto da mão prototipada.

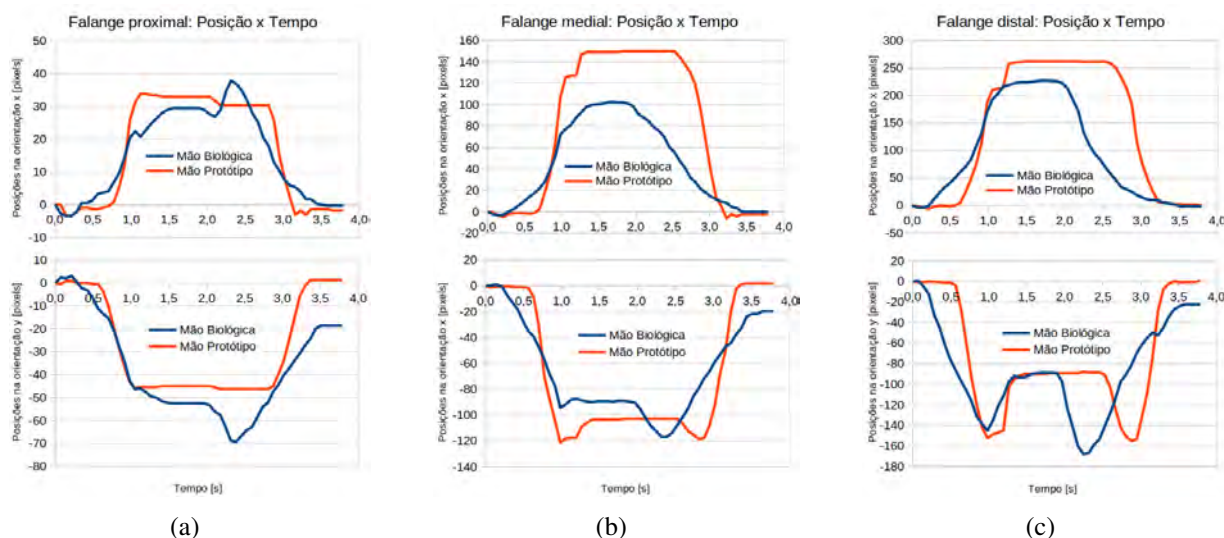
Figura 2. Comparação entre a leitura do sensor (mão de referência) e contra-sensor (mão protótipo) em função do tempo medido pelo Arduíno.



¹Essa equação foi utilizada na programação para obter uma leitura corrigida de um sensor em relação ao outro.

O segundo teste foi realizado sem a adição do contra-sensor na mão protótipo, para evitar a rigidez adicional atribuída ao sistema e as medidas feitas por avaliação dos deslocamentos dos pixels, relacionando as posições de cada falange da mão biológica e da mão protótipo, nas orientações x (horizontal) e y (vertical). Foi possível obter as curvas da Figura 3: (a) deslocamentos de um ponto na falange proximal, próximo à articulação com a falange medial; (b) ponto na falange medial, próximo à articulação com a falange distal e (c) ponto na falange distal, próximo à ponta do dedo.

Figura 3. Curvas comparativas entre os deslocamentos avaliados em pontos nas falanges (a) proximal (b) medial e (c) distal da mão biológica e da mão protótipo em função do tempo.



Por meio das curvas da Figura 3 (a), (b) e (c), é possível observar que tanto na orientação x , quanto em y , há uma defasagem entre as curvas da mão protótipo e da mão biológica, o que mostra um determinado atraso da mão protótipo devido ao fenômeno de latência. Dessa forma, quando os dedos encontram-se em flexão, a mão protótipo tem uma amplitude maior que a mão biológica. Essa amplitude se refere às posições das falanges na direção horizontal, e o fato de ser maior significa que a mão protótipo dobra menos que a mão biológica. Porém, quando os dedos estão em extensão, as posições horizontais das falanges, tanto da mão protótipo quanto da mão biológica, são praticamente as mesmas, o que é possível ver através das curvas sobrepostas. Já na direção vertical, as posições das falanges são iguais quando os dedos estão dobrados, porém diferentes quando os dedos estão em extensão, é que verticalmente as falanges da mão protótipo apresentam posições inferiores às posições das falanges da mão biológica. Os gráficos mostrados na Figura 3 podem ser combinados, mostrando-se a trajetória dos pontos selecionados, conforme Figura 4. Verifica-se que a mão protótipo apresenta um comportamento regular em relação aos deslocamentos medidos em todas as falanges, esperado por se tratar de um mecanismo, que executa movimentos mais regulares. Já na mão biológica ocorre uma grande diferença de trajetória devido a uma movimentação irregular que ocasiona alterações na referência no processo de acompanhar o pixel da imagem. Na mão biológica a trajetória não volta totalmente para o zero. Mesmo assim, ainda obteve-se resultados coerentes na estimativa de

ângulos medidos para as falanges proximal e medial. A identificação das referências adotadas são apresentadas na Figura 5 (a) e resultados referentes aos ângulos são apresentados, respectivamente, na Figura 5 (b) e (c) para as falanges proximal e medial.

Figura 4. Combinação dos deslocamentos mostrando a trajetória dos pontos analisados nas falanges: (a) proximal, (b) medial e (c) distal da mão biológica e da mão protótipo.

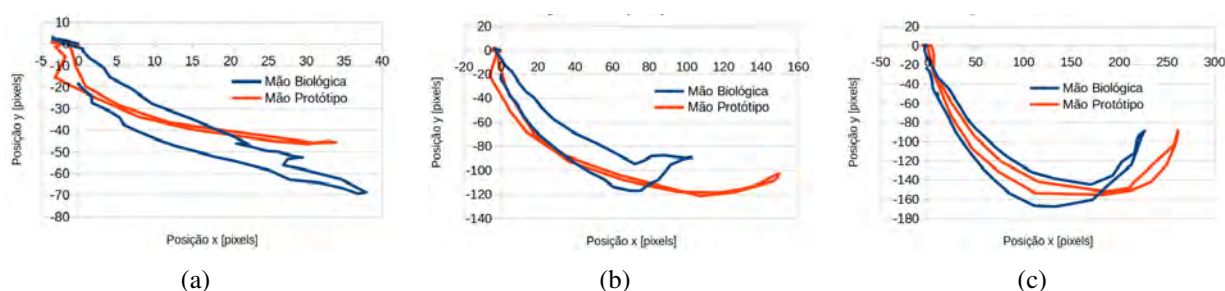
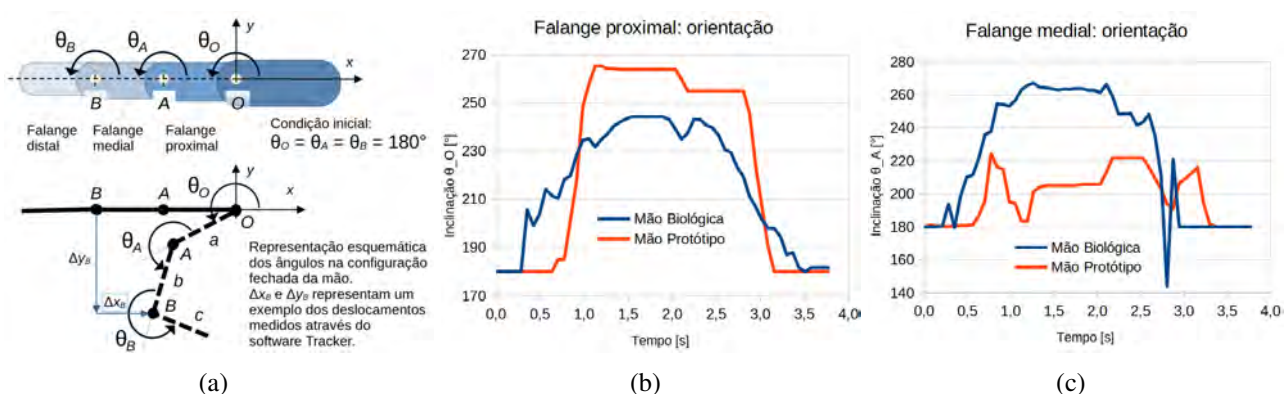


Figura 5. Inclinação: (a) Descrição das variáveis, (b) resultados para as falanges proximal e (c) medial.



A análise dos resultados para a falange proximal (Figura 5 (b)) mostra coerência, observando-se na mão biológica uma inclinação máxima de pouco mais de 240°. A mão protótipo, mecânica, possui uma junta que permite uma inclinação maior, atingindo quase 270°. No entanto verifica-se que para a falange seguinte (medial), o sistema proposto não consegue transmitir toda a inclinação da articulação da mão biológica para a mão protótipo. O equacionamento para conversão de deslocamentos dos pontos de referência nas imagens para ângulos apresenta oscilações devido ao incremento de tempo utilizado, que crescem a cada falange analisada, devido ao acúmulo de erros. Tal comportamento pode ser observado na Figura 5 (c), e fica maior na análise da falange distal, portanto tais resultados não são mostrados neste trabalho.

2.3 Discussões

Em uma análise qualitativa, é possível afirmar que o sistema proposto reproduz bem o movimento, entretanto existem diferenças significativas na cópia do movimento da mão biológicas para a mão

protótipo. Tais diferenças devem-se às limitações físicas correspondentes à latência e também à amplitude de giro do servomotor. Uma proposta de melhoria para o sistema seria utilizar-se de motores nos quais não há limitação de giro, sendo então possível torná-lo mais compacto, de modo que as polias possam ser menores, devido à possibilidade de o motor girar mais e conseguir enrolar mais filamento para reproduzir melhor o movimento de extensão. Outras melhorias também podem ser feitas quanto à redução do tamanho do exoesqueleto em desenvolvimento e sua ergonomia ao utilizar-se, por exemplo, de revestimento de neoprene, buscando um maior conforto ao usuário sem utilizar soluções mais elaboradas, como a proposta de [4]. Os procedimentos de captura de imagem mostraram-se viáveis, apresentando resultados promissores, embora ainda precisem ser melhorados.

3. Conclusões

Esse trabalho apresenta uma possível solução para as terapias de reabilitação motora da mão, que se enquadram na seqüela de hemiplegia e/ou hemiparesia. Assim, a partir desse estudo foi possível verificar a funcionalidade da implementação de um sistema eletrônico e mecânico de baixo custo capaz de realizar a cópia de movimento. De modo geral, o objetivo da cópia de movimento é correspondido e os resultados mostram a viabilidade do sistema proposto.

4. Agradecimentos

Agradecemos à Pétala Bianca Soares Beserra e a Tais Meira, principalmente ajudando a coletar fotos e vídeos para este trabalho. Agradecemos também à Profa. Dra. Claudia Maria Simões Martinez da Universidade Federal de São Carlos pela revisão final do trabalho.

5. Referências

- [1] G. M. S. Feijó and R. V. Santos. Influência do tônus muscular na função do membro superior de indivíduos hemiparéticos. *Revista de Neurociência*, 28:1–20, 2020.
- [2] O. S. Gonzalez, J. J. Villegas, I. H. Aguilar, O. P. Rodriguez, P. Tripicchio, M. H. Ramos, A. F. Cuautle, and C. Avizzano. Design and development of a hand exoskeleton robot for active and passive rehabilitation. *International Journal of Advanced Robotic Systems*, 13(66):1–12, 2016.
- [3] A. I. C. Oliveira and K. R. M. Silveira. Utilização da CIF em pacientes com sequelas de AVC. *Revista de Neurociência*, 19(4):653–662, 2011.
- [4] H. K. Yap, J. C. H. Goh, and R. C. H. Yeow. A soft exoskeleton for hand assistive and rehabilitation application using pneumatic actuators with variable stiffness. In *IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA)*, pages 4967–4972, 2015.
- [5] S. Zhao, T. Zhu, B. Zhong, and X. Lu. An upper limb rehabilitation training and evaluation system for stroke patients. In *International Conference on Computational Modeling, Simulation and Optimization*, pages 664–669, 2019.

PALMILHA DE BASE POLIMÉRICA DE SENSORES PIEZOELÉTRICOS PARA ANÁLISE DE MARCHA

Melkzedekue M. A. C. Moreira^{a,b}, Gabriel A. Ginja^a, Denis Mosconi^{a,c}, Felipe. S. I. Sousa^a, Tiago M. Nordi^a, João P. Carmo^a, Adriano A. G. Siqueira^a

^aUniversidade de São Paulo, Brasil, melkzedekue@usp.br; gabriel.ginja@usp.br; denis.mosconi@usp.br; felipesisousa@gmail.com; mnordi@live.com; jcarmona@sc.usp.br; siqueira@sc.usp.br

^bUniversidade Federal de São Carlos, Brasil, melkzedekue.moreira@estudante.ufscar.br

^cInstituto Federal de São Paulo, Brasil, denis.mosconi@ifsp.edu.br

Resumo: Sensores piezoelétricos têm sido aplicados extensivamente com palmilhas, convencionais ou não, no diagnóstico precoce de pacientes com Parkinson's. Entretanto, fatores como custo e a indisponibilidade de informações dos componentes podem ser comprometedores. Este trabalho apresenta uma palmilha feita à base de silicone composta por quatro sensores piezoelétricos, com a qual pretende-se identificar o comportamento da marcha para portadores de doenças como Parkinson's e Alzheimer. Cada um dos sensores encontra-se posicionado nos seguintes locais: polegar, parte interna e externa e calcanhar do pé. O sensor posicionado no calcanhar apresentou maior magnitude de sinal, seguido dos posicionados na ponta, parte interna e parte externa do pé. Os primeiros testes com a palmilha foram promissores, pela possibilidade de obtenção de sinais de diferentes magnitudes, de acordo com a posição de cada sensor.

Palavras-chave: palmilha, análise de marcha, sensor piezoelétrico.

Abstract: Piezoelectric sensors have been extensively used along with insoles, whether customized or commercial ones, in the early diagnosis of patients with Parkinson's. However, costs and the unavailability of data regarding those components might become a compromising factor. This paper presents a silicone-based insole composed of four piezoelectric sensors to evaluate gait analysis. Each sensor is placed at the toe, inner and outer sides of the foot and the heel. The latter has presented the highest signal magnitude, followed by those located at the toe and inner and outer sides. Preliminary tests have shown promising results by obtaining different magnitudes according to each sensor's position.

Keywords: insole, gait analysis, piezoelectric sensor.

1. Introdução

A doença de Parkinson (DP) é uma doença degenerativa que ataca o sistema nervoso central de forma progressiva e irreversível. Suas principais características são: tremores, rigidez, instabilidade postural entre outras. Esse tremor pode ser caracterizado por movimentos desordenados e involuntários causados pela redução da dopamina, que é um neurotransmissor auxiliar dos movimentos voluntários do corpo humano [1]. A DP afeta uma em cada 1.000 pessoas na população geral [2], estima-se que 1% da população mundial com mais de 65 anos seja acometida pela doença [3]. Várias escalas foram desenvolvidas nas últimas décadas para avaliar a DP: Northwestern University Disability Scale (NUDS) [4], Sydney Scale [5], Parkinson's Activity Scale (PAS) [6]. Dentre os diversos parâmetros utilizados nestas escalas a marcha é um dos principais parâmetros para avaliar o estágio de progressão da doença. Para caracterizar a marcha de pessoas com DP, foi construída uma palmilha com sensores piezoelétricos que, quando uma força é aplicada em determinados pontos da palmilha, é possível correlacionar a deformação da palmilha e a intensidade do sinal gerado. Assim, com esta palmilha, pretende-se identificar o comportamento da marcha de pacientes com DP. O indicativo de disfunções na marcha, em pessoas idosas, também pode ser um indicativo de alguns tipos de demência, com por exemplo a doença de Alzheimer [7, 8, 9]. Pacientes com essa patogênese, podem apresentar características tais como: risco de queda, menor comprimento de passada, e em virtude disso velocidade de marcha reduzida [10, 11,]. Estudos recentes para análise da evolução e declínio das funcionalidades motoras, bem como risco de queda, de portadores de Parkinson com o uso de palmilhas para análise do comportamento de marcha tem sido alvo de estudo por pesquisadores [12,13, 14, 16].

2. Piezoeletricidade

Sensores piezoelétricos são baseados na piezoeletricidade, uma subclasse das propriedades eletroativas dos materiais. As propriedades piezoelétricas estão correlacionadas com as estruturas cristalinas e químicas do material. Pode-se dizer que a piezoeletricidade define a capacidade de um material cristalino gerar corrente elétrica quando é submetido a uma deformação mecânica. Na figura 1, é possível observar um exemplo de estrutura cristalina de um material piezoelétrico antes e depois da aplicação de uma força e sua conseqüente deformação, e visualizar o acúmulo de carga nas superfícies opostas de um material piezoelétrico em resposta à deformação causada pelo. Antes da aplicação da força, o material

está em repouso e, portanto, os centros de gravidade das cargas positivas e negativas em cada molécula coincidem, resultando no cancelamento mútuo do efeito das cargas positivas e negativas. Nessa condição, a molécula é eletricamente neutra. No entanto, a deformação do material após a aplicação de uma força resulta na separação dos centros de gravidade das cargas positivas e negativas, resultando em um dipolo molecular. Pode-se observar que os polos internos de moléculas adjacentes se cancelam mutuamente, resultando em uma distribuição de carga na superfície do material. Assim, o material é polarizado e, simultaneamente, um campo elétrico é gerado, o que produz uma corrente quando uma carga é conectada às extremidades do material. É possível estabelecer uma relação entre a deformação do material e a intensidade do campo elétrico gerado. Também é observado que, quando a força cessa, as cargas moleculares retornam às posições iniciais. Durante o tempo de retorno às posições iniciais, há uma corrente em direção oposta de igual valor fluindo na carga. Uma característica desse efeito é sua reversibilidade, que é a deformação do material quando uma voltagem é aplicada. O efeito piezoelétrico predomina em materiais cristalinos como quartzo e sal de Rochelle, bem como em alguns tipos de cerâmica e polímeros (como o polivinilideno polifluoreto, PVDF) [17].

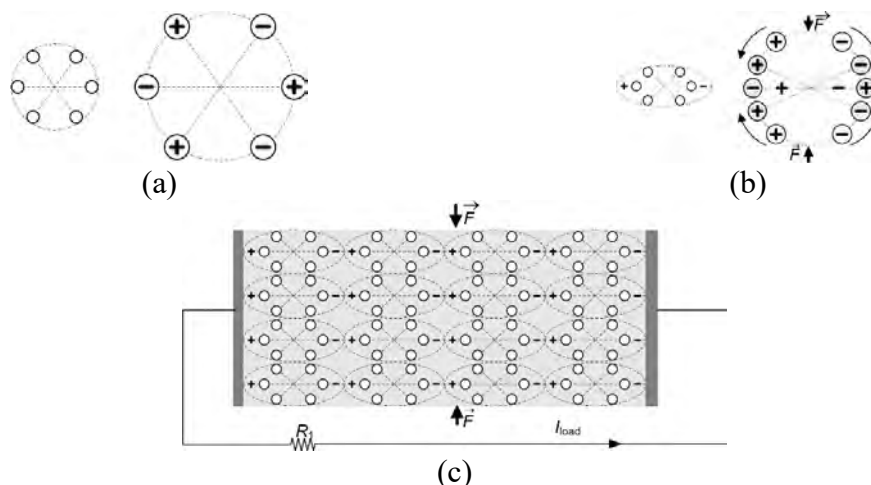


Figura 1 – Exemplo de estrutura cristalina de um material piezoelétrico: (a) antes da aplicação de uma força; (b) após a aplicação de uma força; (c) superfície de um material piezoelétrico polarizado após ser submetido a uma força aplicada [17].

2.3 Protótipo de palmilha

A palmilha foi construída utilizando borracha de silicone (densidade de $1298,7 \text{ kg/m}^3$, dureza Shore tipo A igual a 14. Um cabo de oito metros de comprimento foi utilizado para conectar a palmilha ao sistema e obter os sinais dos 4 sensores piezoelétricos (*MEAS 35005 - DT Series CAT-PFS0004*), em cada um nas seguintes posições: posição 1 (Sensor 1-polegar),

posição 2 (Sensor 2-parte interna), posição 3 (Sensor 3-parte externa) e posição 4 (Sensor 4-calcanhar). A palmilha foi construída em duas etapas: a primeira etapa foi moldar uma camada de silicone até secar. Após a cura parcial, os sensores foram fixados em suas posições e, em seguida, uma segunda camada de silicone foi adicionada a camada anterior. A palmilha finalizada, apresentou uma espessura de 12 mm e 280 gramas. As figuras. 2(a), (b), (c) e (d) mostram o conceito esquemático da palmilha com a posição dos sensores, fotografia (após a cura parcial), vista em detalhe da espessura, e o sensor utilizado respectivamente.

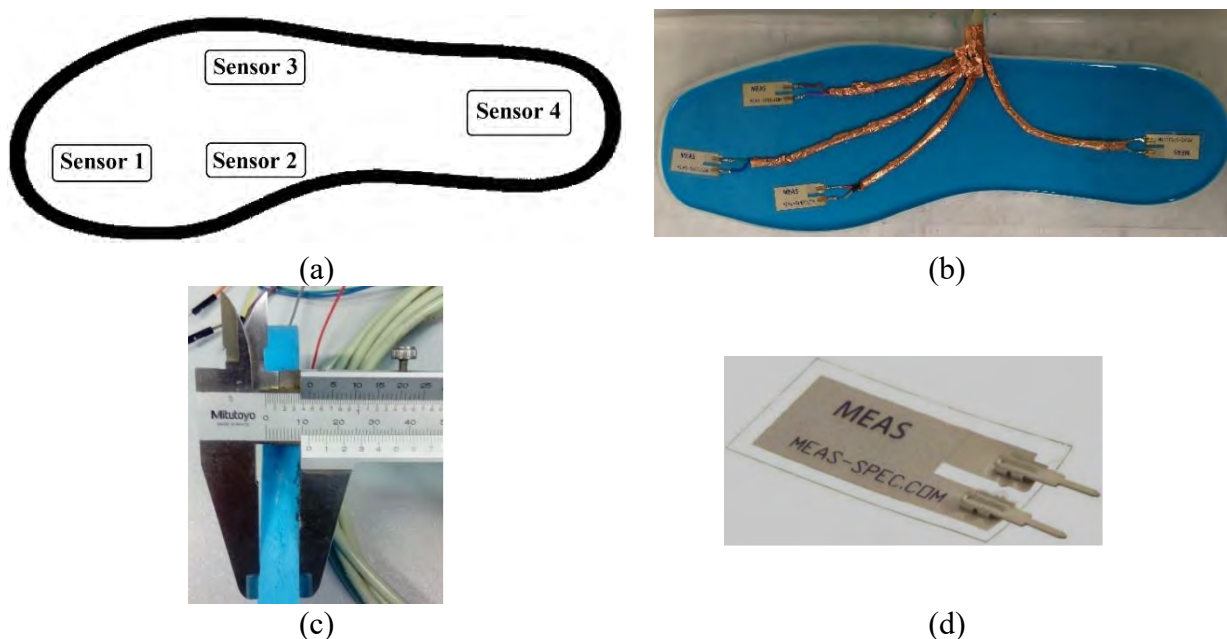
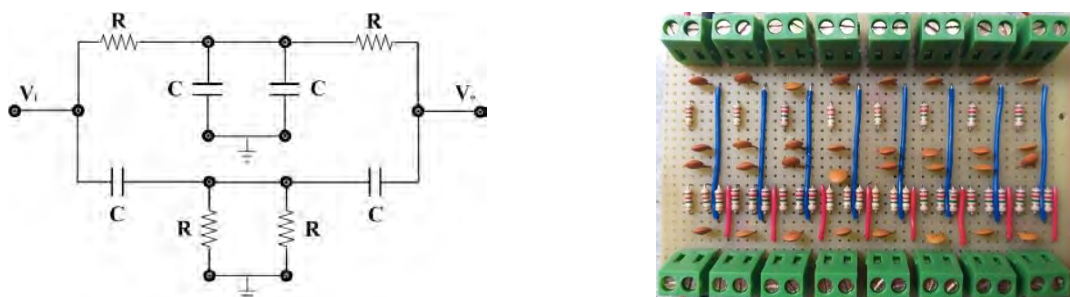


Figura 2 – Protótipo de palmilha: (a) esquemático da palmilha; (b) palmilha após a cura parcial; (c) palmilha finalizada - espessura \approx 12 mm, e (d) sensor piezoelétrico DT Series CAT-PFS0004.

Durante os primeiros testes para adquirir os sinais no osciloscópio, foi observada uma interferência de um sinal harmônico de 60 Hz da rede elétrica. Para suprimir esse ruído, foi construído um filtro notch passivo com os seguintes valores de resistência e capacitância: $R=1,2M\Omega$ e $C=1,2nF$, após sua inserção a interferência foi eliminada do sinal. As figuras 3(a) mostram o esquemático do filtro notch e a placa com oito filtros notch individuais, respectivamente.



(a) (b)

Figura 2 – Filtro *notch* passivo: (a) esquemático do filtro; (b) filtro *notch* passivo com 8 entradas e 8 saídas.

2.4 Resultados e discussões

Foram realizadas algumas medições (com a palmilha no pé direito) em uma esteira, com velocidade constante, similar a uma caminhada de 2km/h. Os sinais foram adquiridos com um módulo modelo NI PXIe-6361 da *National Instruments*, com taxa de amostragem de 200SPS. A figura 3 mostra o sinal gerado pela palmilha durante um período de 3 segundos. Importante ressaltar que a coleta foi realizada por mais tempo e o recorte apresentado é de alguns ciclos de marcha.

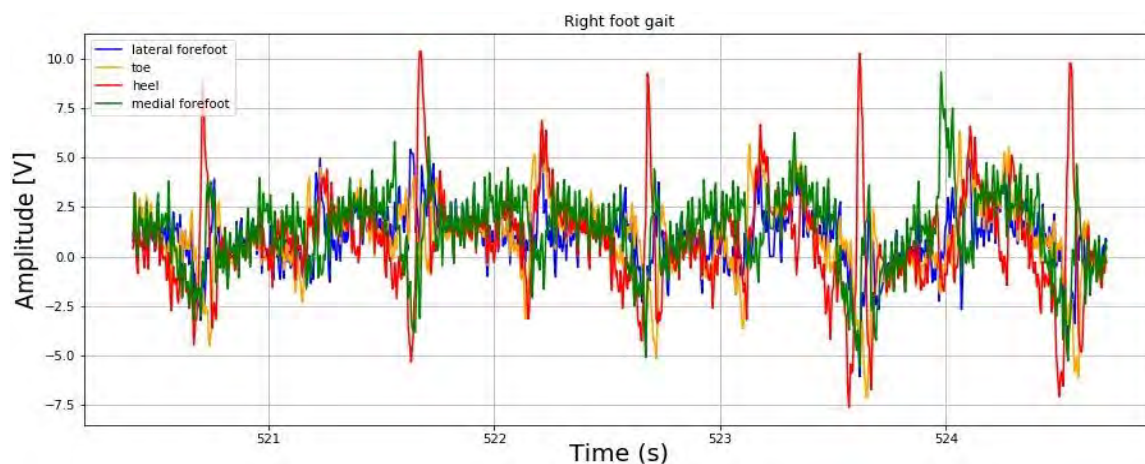


Figura 3- Marcha do pé direito.

Os picos em vermelho representam a movimentação do calcanhar que indica o apoio do pé no chão. Esse sinal pode ser utilizado para delimitar o início ou fim do ciclo de marcha. A figura 4 mostra os sinais coletados da palmilha separados: calcanhar, interno direito, externo direito e polegar.

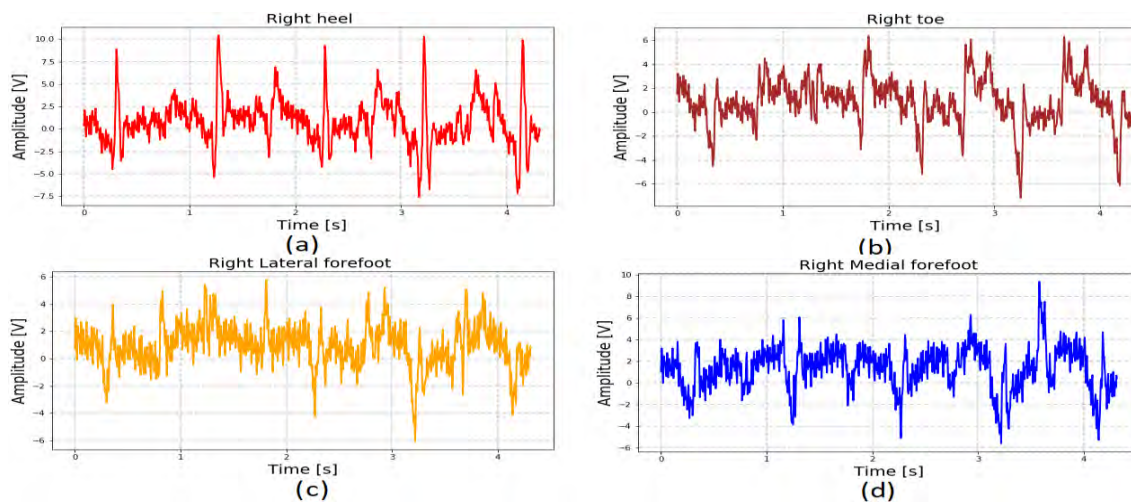


Figura 4- Sinais de cada componente da palmilha do pé direito.

3. Conclusões e trabalhos futuros

Para um estudo preliminar, a utilização de sensores piezoelétricos comerciais (*MEAS 35005* - DT Series CAT-PFS0004) para testes em palmilhas, mostraram-se satisfatórios pois é possível estabelecer uma correlação de pressão planar e sinal de tensão. Dessa forma, a palmilha, mostra-se como uma opção similar as palmilhas comerciais existentes no mercado, e também as palmilhas desenvolvidas por centros de pesquisas.

Para trabalhos futuros, pretende-se adicionar a palmilha acelerômetros para realizar inferência da fase de balanço, como também uma placa eletrônica para aquisição, filtragem, armazenamento dos sinais para posterior análise, bem como realizar a calibração de cada um dos sensores em uma plataforma de força. E assim, realizar testes com esse novo protótipo com pacientes portadores de Parkinson e/ou Alzheimer.

4. Referências

- [1] Delong MR, Wichmann T. “Circuits and circuit disorders of the basal ganglia”. Arch Neurol. 2007;64(1):20-4. doi: 10.1001/archneur.64.1.20
- [2] Marsden CD. “Parkinson's disease”. J Neurol Neurosurg Psychiatry 1994; 57: 672-81.
- [3] Morris ME. “Movement disorders in people with Parkinson's disease: a model for physical therapy”. Phys Ther. 2000;80(6):578-97.
- [4] Webster DD. “Clinical analysis of the disability in Parkinson's disease”. Mod Treat 1968; 5: 257-82.
- [5] Hely MA, Chey T, Wilson A, Williamson PM, O'Sullivan DJ, Rail D et al. “Reliability of the Columbia scale for assessing signs of Parkinson's disease”. Mov Disord 1993; 8 (4): 466-72.
- [6] Nieuwboer A, De Weerd W, Dom R, Bogaerts K, Nuyens G. “Development of an activity scale for individuals with advanced Parkinson's disease: reliability and "on-off" variability”. Phys Ther 2000; 80 (11): 1087-96.
- [7] Maquet, D. et al. Gait analysis in elderly adult patients with mild cognitive impairment and patients with mild Alzheimer's disease: Simple versus dual task: A preliminary report. Clinical Physiology and Functional Imaging, v. 30, n. 1, p. 51–56, 2010.
- [8] Buchner, D. M.; Larson, E. B. Falls and Fractures in Patients with Alzheimer-Type Dementia. JAMA: The Journal of the American Medical Association, v. 257, n. 11, p. 1492–1495, 1987.
- [9] Hua, Rui et al. Insole-based falling risk evaluation for patients with Parkinson's disease through walking while holding a cup of water. IEEE Sensors Letters, v. 6, n. 6, p. 1-4, 2022.

- [10] Reina-Bueno, María et al. Effect of foot orthoses and shoes in Parkinson's disease patients: a PRISMA systematic review. *Journal of Personalized Medicine*, v. 11, n. 11, p. 1136, 2021.
- [11] Lee, Sung-Sin; CHOI, Sang Tae; CHOI, Sang-II. Classification of gait type based on deep learning using various sensors with smart insole. *Sensors*, v. 19, n. 8, p. 1757, 2019.
- [12] Marcante, Andrea et al. Foot pressure wearable sensors for freezing of gait detection in Parkinson's disease. *Sensors*, v. 21, n. 1, p. 128, 2020.
- [13] Nakano, Hideki et al. Effects of Insole with Toe-Grip Bar on Barefoot Balance and Walking Function in Patients with Parkinson's Disease: A Randomized Controlled Trial. *Geriatrics*, v. 7, n. 6, p. 128, 2022.
- [14] Chatzaki, Chariklia et al. The smart-insole dataset: Gait analysis using wearable sensors with a focus on elderly and Parkinson's patients. *Sensors*, v. 21, n. 8, p. 2821, 2021.
- [15] Boucharas, Dimitrios et al. Smart insole: A gait analysis monitoring platform targeting Parkinson disease patients based on insoles. *arXiv preprint arXiv:2212.00109*, 2022.
- [16] Moreira, M. M. A. C. et al. Palmilha com piezoelretros para análise do comportamento de marcha. 2020. Dissertação (Mestrado em Dinâmica e Mecatrônica) - Escola de Engenharia de São Carlos, University of São Paulo, São Carlos, 2020. doi:10.11606/D.18.2020.tde-10022021-084947. Acesso em: 2023-09-19.
- [17] J. H. Correia, J. P. Carmo, "Introdução à instrumentação médica", in *Plastics*, 1st ed. Lisboa, PT: Lindel, 2013, pp. 35-38.

EEG CHANGES IN STROKE SURVIVORS AFTER TRANSCRANIAL DIRECT CURRENT STIMULATION COMBINED WITH AUGMENTED REALITY REHABILITATION

Bruna M. Carlos^{*1,2}, Lucas T. Menezes^{1,2}, Beatriz Rosa¹, Bruna F. Furumoto¹, Saulo S. Feitosa¹, Corina A. Fernandes³, Silvia E. Ferreira-Melo⁴, Júlia D. Pereira^{1,2}, Sara Almeida^{1,2}, Cássio V. Ruas^{1,2}, Alexandre F. Brandão^{1,2}, Gabriela Castellano^{1,2}

¹Neurophysics Group, IFGW, UNICAMP, Brazil

²Brazilian Institute of Neuroscience and Neurotechnology (BRAINN), Brazil

³Ânima Educação, Brazil

⁴Pharmacology Department, FCM, UNICAMP, Brazil

*brunamcarlos@gmail.com

Abstract: Novel neurorehabilitation technologies are being studied for stroke survivors and are of great interest for more efficient and engaging therapies. In addition to new treatments, the analysis of neuronal changes during rehabilitation can contribute to a better understanding of this process and therefore help in diagnosis, prognosis and development of new techniques. In this work, the combined use of anodal transcranial direct current stimulation and augmented reality training was investigated through electroencephalography feature analysis from different stages of the rehabilitation. From this initial assessment, we were able to identify a potential correlation between increased global connectivity in the alpha band and clinical improvements. With the inclusion of more subjects and a control group we wish to further explore these effects and relate them to clinical and other physiological aspects.

Key words: Electroencephalography, Virtual Reality, Stroke, Neurorehabilitation.

1. Introduction

Stroke is one of the principal causes for motor impairment, and approximately 60% of stroke survivors experience some level of reduction in mobility [7]. Due to their potential to provide more effective and engaging treatments, novel motor rehabilitation methods have been investigated as new alternatives to conventional therapies. Particularly for stroke survivors, the use of virtual or augmented reality (AR) training and noninvasive brain

stimulation (NIBS) techniques such as transcranial direct current stimulation (tDCS) have resulted in rehabilitation improvements [11, 9]. In addition, the efficient recovery of motor functions has been observed with the use of anodal tDCS over the ipsilesional motor cortex (M1) for stroke survivors in the chronic stage [11].

Along with magnetic resonance imaging (MRI), electroencephalography (EEG) is a useful complement for the evaluation of stroke, as it has been shown to be a potential prognostic tool [15]. EEG has already been used to predict the outcome of stroke survivors, particularly in the acute and sub-acute phases using spectral features [5, 13, 15]. EEG functional connectivity of stroke survivors is also modified in comparison to healthy subjects, and studies showed that strengthening of connections is correlated with motor gains [4], especially in the alpha band and with tDCS intervention [8, 16]. However, as well as in the use of new technologies, EEG findings on this topic are still recent and may vary between studies. Therefore, studies on the combined effects of these techniques may lead to a better understanding of the neural changes during rehabilitation and promote more effective treatments.

In this context, we implemented a 10-session full body rehabilitation protocol with AR training and anodal tDCS for stroke survivors in the chronic stage. The subjects were evaluated with the usual clinical scales for stroke and motor performance and with EEG examinations in resting state condition and with motor imagery (MI) tasks. The main objectives of this study were to analyze the evolution of selected EEG features with the rehabilitation process, compare and discuss these findings with clinical improvements, and outline the next steps for this project.

2. Development

2.1 Methods

Five subjects (2 female, 60-77 years, 8-54 months poststroke), performed a 10-session full body rehabilitation protocol with AR exercises during anodal tDCS. The project was approved by the ethics committee of the University of Campinas (CAAE 35771314.4.0000.5404) and all subjects gave written consent before entering the study. Anodal tDCS was applied for 30 minutes per session using two 5x7 cm electrodes encased in sponges with saline solution, with the anode positioned at the ipsilesional M1 (C3 or C4 in the 10-20 system) and the cathode at contralateral fronto-parietal position (on the forehead, above

the eyebrow). During stimulation, the participants performed three stages of upper extremity exercises with varied time, depending on the participant's ability to perform the tasks, and four blocks of lower limb exercises.

The AR upper extremity exercises consisted of a jigsaw puzzle with markerless hand motion capture, where the participants could select a piece from one side of the screen and move it across the screen to complete the puzzle's image, mimicking everyday reaching activities with their affected arms. Each stage consisted of completing three puzzles, the first of which required the participants to sit, the second to stand, and the final to stand on an unstable surface. The location of the pieces and the image were adjusted to each subject's range of motion and according to their evolution during the sessions. For lower limb rehabilitation, the participants performed a stationary march with obstacles displayed on a screen, in which they had to lift their knees up to a threshold, also adjusted for each patient, to move the obstacles. They performed this exercise 3 times for 1 minute, and then more 5 minutes of stationary walk in a Google Maps based AR environment without obstacles. Both exercises are part of the GestureCollection VR tools [1, 12].

EEG (g.tec g.USBamp) was performed before and after the anodal tDCS in sessions 1, 5 and 10, with 16 acquisition channels positioned according to the 10/20 system and reference on the left mastoid. One subject attended only 9 sessions, and in this case the EEG was performed in sessions 1, 4 and 9. The EEG protocol consisted of two 128 s blocks: resting state condition with eyes open and closed (64s each) and MI of the hands randomly alternated between right and left hand divided into 8 blocks. Each MI block contained 8 s of resting state followed by 2 s of preparation plus 6 s of task, where the participants were asked to imagine the movement of opening and closing their hands. Signals were preprocessed with a 60 Hz notch and a 0.1-100 Hz analog bandpass filter provided with the g.USBamp amplifier. The subjects were also evaluated with the Fugl-Meyer (FM) and Berg balance scale (BBS) assessments, immediately before and after the rehabilitation protocol.

For the connectivity analysis, additional preprocessing steps were the use of the HAPPE algorithm [6] for artifact removal and rCAR [10] for re-referencing. Then, we first evaluated the lagged-coherence in the alpha band (8-13 Hz) during eyes open (divided into 10 segments of 6 s) and MI of the paretic hand block (4 epochs of 6 s per acquisition). Next, we computed the weighted degree of each electrode i

$$k_i = \sum_{j=1}^N w_{ij}, \quad (1)$$

where w_{ij} is the lagged coherence between electrodes i and j , and N the total number of electrodes. The global degree was obtained averaging all electrodes degrees

$$k_G = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N k_i, \quad (2)$$

over the 10 resting state epochs or over the 4 MI epochs of each session. The ipsilesional M1 degree k_{ipsi} (from the electrode positioned at C3 or C4, depending on the lesion location) was also obtained by averaging over the resting state or over MI epochs of each session. To analyze each subject's connectivity evolution, the relative changes between the averaged degrees of the acquisitions before anodal tDCS in the last and first session and between the middle and the first sessions were computed.

For the spectral analysis, a Fast Fourier Transform of the signals was performed using Welch's periodogram and the mu rhythm (8-13 Hz) was extracted for electrodes placed at the motor region of the ipsilesional side. In the case of a right hemisphere lesion, electrodes C2, C4 and C6 were included; for the left hemisphere, C1, C3 and C5 were the selected electrodes. The mu activity was summed over the electrodes and the relative changes between (MI) task and rest periods were computed. This was done for the data obtained just before (pre-session) and immediately after (post-session) the rehabilitation (anodal tDCS+VR).

2.2 Results

The global and ipsilesional M1 degree changes during eyes open and MI of the paretic hand are presented in Figure 1 and Table 1. We can see an overall increase in the global degree during eyes open, with only one subject presenting a negative change in session 10. During MI of the paretic hand, three subjects had their global degree decreased in the 5th session, and two of these subjects and another one also had a decrease in the 10th session in comparison to the 1st. For the ipsilesional M1 degree, the same two subjects had a lower degree in the 5th and 10th sessions during eyes open while one subject had a decrease in session 5 and two subjects had a decrease in sessions 5 and 10 during MI of the paretic hand. Furthermore, as it can be seen in Table 1, all subjects improved in the BBS and upper

extremity FM (with maximum motor score of 66) scores after rehabilitation, and three subjects improved in the lower extremity FM score (with maximum motor score of 34).

Figure 1:

Relative Degree Changes in Comparison to the First Session (pre tDCS+VR).

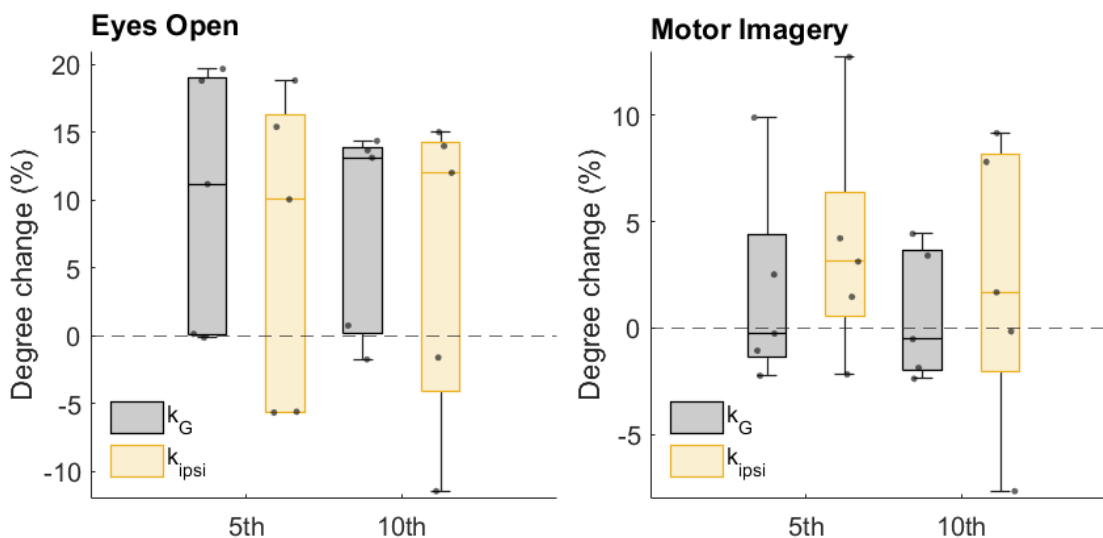


Table 1

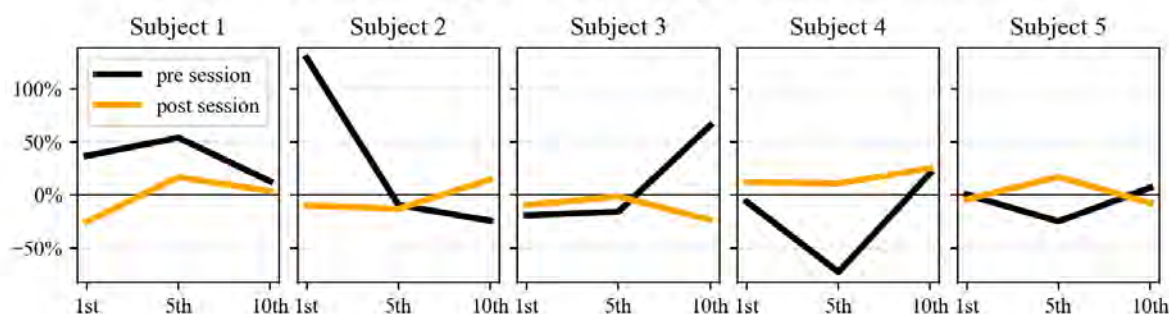
Degree Relative Changes (in percentage) Between 1st and 10th Sessions pre tDCs+RV and Clinical Results from the 1st and 10th Sessions

Subject	Eyes Open		Motor Imagery		BBS 1st/10th	Upper FM 1st/10th	Lower FM 1st/10th
	k_G	k_{ipsi}	k_G	k_{ipsi}			
1	13.1	12.0	-1.9	-0.15	37 / 40	13 / 19	15 / 21
2	14.4	15.0	4.4	-7.6	70 / 74	22 / 25	20 / 21
3	-1.7	-11.4	-2.4	1.7	35 / 40	6 / 11	15 / 15
4	13.7	14.0	-0.51	7.8	27 / 33	41 / 45	33 / 33
5	0.76	-1.6	3.4	9.1	45 / 50	44 / 49	26 / 29

The mu rhythm variations during MI before and after the intervention in the 1st, 5th and 10th sessions are presented in Figure 2. Considering the pre-session results, the relative changes of the mu rhythm in the 10th session were inverted in relation to the 1st one, except for subject 5, for whom changes were positive (i.e., MI task had higher power than rest) for both sessions. For the post-session results this inversion occurred for only two subjects (1 and 2).

Figure 2:

Relative Changes per Subject in the Ipsi M1 mu Rhythm pre and post tDCS+VR.



2.3 Discussion

A global FC increase after rehabilitation of stroke survivors as observed in this study has been reported in others [14], especially in the alpha band with anodal tDCS during intervention [8,16]. The relationship of these changes with improvements in clinical assessments is also becoming more evident in recent studies [4]. For the global degree during MI, however, there is no clear tendency of decrease or increase during rehabilitation. While most subjects declared that the MI exercises were easier to perform on the late sessions, MI is still a very individualized task, so it might be difficult to obtain a robust result with few subjects.

As for the ipsilesional M1 degree, its alterations indicate local neuroplasticity that might be directly caused by the neuromodulation. Although there is indication for an increase in the ipsilesional M1 alpha connectivity with anodal tDCS [8], that can also be enhanced when compared to other tDCS protocols [3], we did not find a relevant indication in this work.

The ipsilesional mu rhythm results were very variable among subjects. We were expecting an event-related desynchronization increase (i.e., a more negative result) in the 10th session compared to the 1st, but this only occurred for two subjects in the pre-session. Given the small number of subjects and heterogeneity of the lesions, this will have to be analyzed with more detail. Although the effects of AR training on the EEG signals are not well established, some findings suggest the increase in event-related responses in frontal areas and higher frequency bands [2], which should not affect the mu rhythm oscillations.

Our next steps for this work are the inclusion of more subjects and a sham tDCS group, which will enhance the analysis of the rehabilitation evolution and will enable a better understanding of the anodal tDCS effects.

3. Conclusion

In this work we analyzed the evolution of EEG features of stroke survivors during a rehabilitation protocol which included VR exercises and neuromodulation with tDCS. All subjects improved in clinical scales. Also, we were able to detect a general enhancement in the subjects connectivity throughout the whole scalp, and a less prominent enhancement in the ipsilesional M1 connectivity during resting state. These findings suggest that the improvements observed in the clinical scales are reflected in the reorganization of brain networks after stroke, with the neurostimulation acting as a facilitator for this process.

In addition to those already mentioned, the next steps of this research will be to extend the connectivity analysis to other graph measures and frequency bands, correlate functional connectivity features with electromyography and range of motion measures of the subjects, and explore its uses in rehabilitation prognosis.

4. Acknowledgments

Work supported by the São Paulo Research Foundation (FAPESP), grants 2020/16571-0, 2013/07559-3, 2022/08057-0 and 2015/03695-5 and by the National Council for Scientific and Technological Development (CNPq), grant 304008/2021-4.

5. References

- [1] A. F. Brandão *et al.* GestureCollection for Motor and Cognitive Stimuli: Virtual Reality and e-Health prospects. *Journal of Health Informatics*, 10(1), 2018.
- [2] R. C. Calabrò *et al.* The role of virtual reality in improving motor performance as revealed by EEG: a randomized clinical trial. *Journal of neuroengineering and rehabilitation* 14(1):53, 2017.
- [3] Y. Chen *et al.* Alpha rhythm of electroencephalography was modulated differently by three transcranial direct current stimulation protocols in patients with ischemic stroke. *Front Hum Neurosci.*, 16:887849, 2022.

- [4] S. Eldeeb *et al.* EEG-based functional connectivity to analyze motor recovery after stroke: A pilot study. *Biomedical Signal Processing and Control*, 49:419-426, 2019.
- [5] S. P. Finnigan *et al.* Correlation of quantitative EEG in acute ischemic stroke with 30-day NIHSS score: comparison with diffusion and perfusion MRI. *Stroke*, 35(4):899-903, 2004.
- [6] L. J. Gabard-Durnam *et al.* The Harvard Automated Processing Pipeline for Electroencephalography (HAPPE): Standardized Processing Software for Developmental and High-Artifact Data. *Front. Neurosci.*, 12:97, 2018.
- [7] V. Hachinski *et al.* Stroke: Working toward a prioritized world agenda. *Stroke*, 41(6):1084–1099, 2010.
- [8] B. Hordacre, B. Moezzi and M. C. Ridding. Neuroplasticity and network connectivity of the motor cortex following stroke: A transcranial direct current stimulation study. *Hum. Brain Mapp.*, 39(8):3326-3339, 2018.
- [9] S. J. Lee and M. H. Chun. Combination transcranial direct current stimulation and virtual reality therapy for upper extremity training in patients with subacute stroke. *Arch. Phys. Med. Rehabil.* 95:431–438, 2014.
- [10] K. Q. Lepage, M. A. Kramer, and C. J. Chu. A statistically robust eeg re-referencing procedure to mitigate reference effect. *Journal of Neurosci. Methods*, 235:101–116, 2014.
- [11] G. Orrù, C. Conversano, P. K. Hitchcott and A. Gemignani. Motor stroke recovery after tDCS: a systematic review. *Reviews in the Neurosciences*, 31(2):201-218, 2020.
- [12] L. G. S. Rodrigues *et al.* Supervised Classification of Motor-Rehabilitation Body Movements with RGB Cameras and Pose Tracking Data. *Journal on Interactive Systems* 13(1):221–231, 2022.
- [13] R. V. Sheorajpanday *et al.* Quantitative EEG in ischemic stroke: correlation with functional status after 6 months. *Clin Neurophysiol.*, 122(5):874-83, 2011.
- [14] D. B. Snyder, B. D. Schmit, A. S. Hyngstrom and S. A. Beardsley. Electroencephalography resting-state networks in people with Stroke. *Brain and Behavior*, 11(5):e02097, 2021.
- [15] A. A. Vatinno *et al.* The Prognostic Utility of Electroencephalography in Stroke Recovery: A Systematic Review and Meta-Analysis. *Neurorehabil. Neural Repair*, 36(4-5):255-268, 2022.

- [16] C. Yuanyuan *et al.* Alpha rhythm of electroencephalography was modulated differently by three transcranial direct current stimulation protocols in patients with ischemic stroke. *Frontiers in Human Neuroscience*, 16, 2022.

**COMBINED EFFECTS OF TRANSCRANIAL DIRECT CURRENT
STIMULATION AND VIRTUAL REALITY TECHNOLOGIES FOR
IMPROVEMENTS OF RANGE OF MOTION, MUSCLE ACTIVITY AND
FUNCTIONALITY IN STROKE SURVIVORS**

Cassio V. Ruas^{1,2,3}, Julia D. Pereira^{1,2}, Bruna M. Carlos^{1,2}, Beatriz Rosa¹, Bruna F. Furumoto¹, Saulo S. Feitosa¹, Lucas T. Menezes^{1,2}, Corina A. Fernandes⁴, Silvia E. Ferreira-Melo⁵, Sara Almeida^{1,2}, Alexandre F. Brandão^{1,2}, Gabriela Castellano^{1,2}

¹Neurophysics Group, IFGW, UNICAMP; ²BRAINN, ³Edith Cowan University, Australia;
⁴Ânima Educação, Brazil; ⁵Pharmacology Department, FCM, UNICAMP, Brazil,

Abstract: The present study aimed to examine changes in range of motion (ROM), muscle activity and functionality of chronic stroke survivors throughout a rehabilitation program including virtual reality (VR) exercises combined with transcranial direct current stimulation (tDCS) technologies. Four stroke survivors (1 female, 60-67 y, 8-26 months post-stroke) performed a structured 10-session full body rehabilitation program (30 minutes/session) consisting of VR exercises targeted for motor improvements, while tDCS (2 mA current, 30 min) was applied on their ipsilesional motor cortex (M1). Participants' active maximal ROM and electromyographic (EMG) activity during different upper and lower limb actions (i.e., shoulder abduction and flexion, hip flexion, knee extension) were measured in sessions 1, 5 and 10, and their performance in functional tests was also assessed before and after the intervention. Most participants presented improvements in shoulder and hip ROM, EMG activity of the paretic muscles, and time to complete timed up and go (TUG) and 10 m walk functional tests from baseline throughout the rehabilitation program. Therefore, the combined use of VR with tDCS technologies seems to be an effective and promising rehabilitation method for overall improvements in active ROM, muscle activity and functionality of chronic stroke survivors.

Key words: stroke, virtual reality, transcranial stimulation, rehabilitation

1. Introduction

Joint range of motion (ROM) impairments are common following stroke and are often associated with increased pain and reduced motor function [1]. In particular, loss of ROM in the paretic side joints of stroke survivors may develop early following stroke and aggravate

with the lack of rehabilitation exercises [1, 2]. Furthermore, abnormal levels of electromyographic (EMG) activity are often reported in the paretic muscles of chronic stroke survivors [3, 4], which seem to result from altered motor unit (MU) pool recruitment following hemispheric stroke and lead to reduced muscle function [4].

Both virtual reality (VR) and transcranial direct current stimulation (tDCS) technologies have been previously used independently as rehabilitation methods for motor rehabilitation in neurological populations. More recently, some studies have investigated the effects of combining both VR and tDCS advanced technologies during rehabilitation exercise programs for targeting improvements in functionality in stroke survivors. Yao et al. [5] compared the effects of an intervention in which cathodic tDCS and VR technologies were used in combination (VR + tDCS), with another intervention in which VR was used on its own (VR-only), for reducing motor impairment and improving both upper limb function and quality of life of stroke patients [5]. Although both interventions resulted in patients' improvements, the VR + tDCS group had statistically significant better results than the VR-only group in the clinical/functional scales that were used [5]. Llorens et al. [6] also compared the effects of anodic tDCS combined with VR plus conventional therapy (passive and active assistive ROM exercises), with a conventional therapy on its own. They found a greater and "clinically meaningful" improvement in motor function after VR + tDCS compared to the conventional therapy [6]. Finally, Meng et al. presented a meta-analysis which compared VR + tDCS with VR-alone, and reported better results for the combined therapy [7]. However, the effects of these therapies in active ROM and muscle activity have not been observed in any of these studies and are currently unknown.

Therefore, the aim of the present study was to examine changes in active joint ROM, muscle activity and functional performance of chronic stroke survivors throughout a rehabilitation exercise program that combined VR and tDCS technologies.

2. Development

A total of four stroke survivors (1 female, 60-67 years old, 8-26 months post-stroke) performed a structured 10-session full body rehabilitation program (30 minutes/session) consisting of VR exercises targeted for motor improvements in both paretic and nonparetic joint sides. Throughout the duration of the session, participants had the combined effects of

anodal tDCS (2 mA current) applied to their ipsilesional motor cortex (M1). Participants were measured for bilateral shoulder abduction and hip flexion active joint ROM before and after sessions 1, 5 and 10. Moreover, surface EMG activity of the shoulder and thigh paretic muscles were recorded in the same time points of the intervention. Finally, timed up and go (TUG) and 10 m walk functional tests of participants were assessed at the start of sessions 1 and 10.

2.3 Method

Bilateral shoulder abduction and unilateral hip flexion active joint ROM of participants' paretic and nonparetic limbs were measured with a Kinect[®] v2 device system (KinesiOS/Tracker software), which allowed detecting their joint movements through a grid of infrared dots. The maximum joint ROMs reached by the participants for each movement tested were recorded.

Surface EMG activity was recorded from participants' paretic deltoid and rectus femoris muscles during shoulder abduction and flexion, hip flexion and knee extension maximal voluntary isometric contractions (MVICs) before the start of sessions 1, 5 and 10 by a Neuro-EMG-Micro-4 system at a sampling rate of 2 kHz. In order to also examine the acute influence of tDCS on EMG activity, all participants repeated this same sequence of MVICs two times before the start of session 1 (without and with the use of tDCS, respectively). Raw EMG signals were band pass filtered (20 – 1000 Hz) and amplified (1000x). Root mean square (RMS) EMG was calculated over a 250 ms period during the highest MVICs of each movement using LabChart software (v8, ADInstruments). No further normalization of the EMG data was performed (i.e., by the means of MVIC or peak EMG) as this approach is often not recommended in people with neurological conditions because of their reduced muscle strength or spasticity, which can in turn affect the interpretation of the muscle activity outcomes (8). Timed up and go (TUG) and 10 m walk functional tests were assessed by the fastest time in seconds (recorded with the use of a stopwatch) that the participants took to complete these tests.

2.4 Results

Active joint ROM values tested before the start of sessions 1 (baseline), 5 and 10 are presented in Fig. 1. Most participants presented increases in shoulder and hip ROM from

baseline throughout the rehabilitation program, which were more prominent in session 10. Participants also had ~30-36% decreases in hip flexion and/or shoulder abduction ROM from before to after sessions 1 and 5. However, ROM decreases in the same joint movements dropped to ~4-12% from before to after session 10, which may indicate that participants were more resistant to neuromuscular fatigue at the end of the program. The ROM bilateral difference between paretic and nonparetic limbs also decreased ~13-15% for shoulder abduction and hip flexion throughout the intervention program, demonstrating that participants may have developed more symmetrical movements between their body joint sides following the intervention program.

EMG activity values tested before the start of sessions 1 (baseline), 5 and 10 are presented in Fig. 2. Mean values indicated overall increases in EMG activity of the paretic muscles throughout the rehabilitation program, but individual data demonstrated that these changes were more prominent for shoulder abduction and flexion for some participants. At the baseline session, EMG activity was also greater during shoulder abduction (~14%) and flexion (~5%), and knee extension (~3%), when participants received tDCS compared to not receiving tDCS (table 1). Improvements in the time to complete TUG (~6%) and 10 m walk (~17%) tests also occurred at the end of the rehabilitation program (session 10) compared to baseline (table 2).

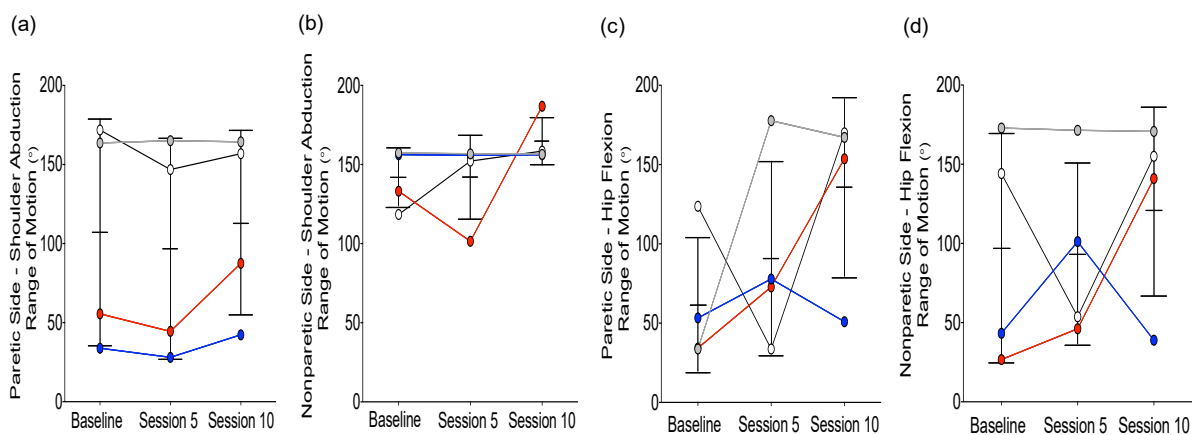


Fig 1: Mean \pm standard deviation (SD) of shoulder abduction (a and b) and hip flexion (c and d) maximum active range of motion (ROM) of the paretic and nonparetic sides, respectively. Circles and lines represent individual changes between sessions (each color/line represents one individual).

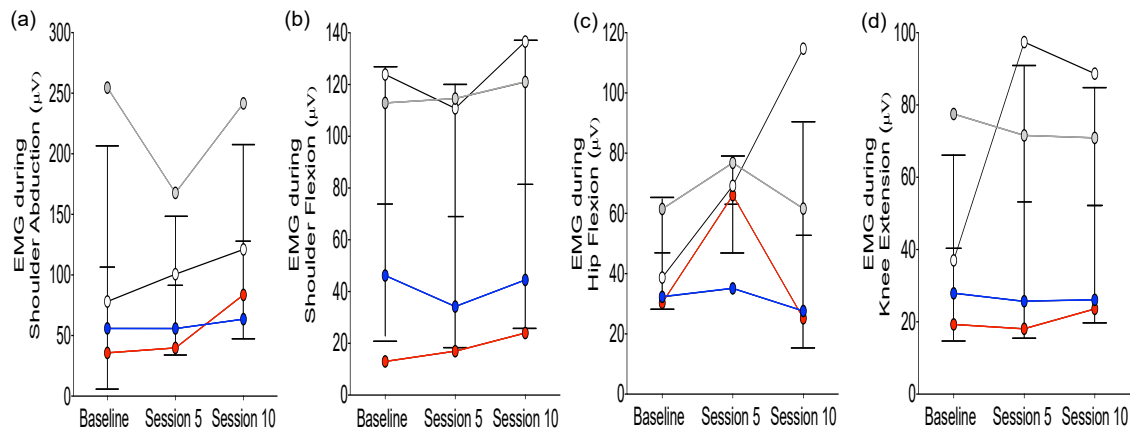


Fig 2: Mean \pm SD electromyographic (EMG) activity (without tDCS) during shoulder abduction (a) and flexion (b), hip flexion (c) and knee extension (d). Circles and lines represent individual changes between sessions (each color/line represents one individual).

Table 1. Mean \pm SD electromyographic (EMG) activity from participants' paretic deltoid and rectus femoris muscles during shoulder abduction and flexion, hip flexion and knee extension maximal voluntary isometric contractions (MVICs) before the start of session 1 (without and with the use of tDCS).

Limb action		EMG without tDCS	EMG with tDCS
Shoulder Abduction EMG (μ V)	Mean	254.6	263.1
	\pm SD	\pm 100.5	\pm 104.1
Shoulder Flexion EMG (μ V)	Mean	112.9	134.2
	\pm SD	\pm 53.2	\pm 59.6
Hip Flexion EMG (μ V)	Mean	40.7	44.8
	\pm SD	\pm 14.3	\pm 30.1
Knee extension EMG (μ V)	Mean	40.4	40.7
	\pm SD	\pm 25.7	\pm 23.7

Table 2. Changes (mean \pm SD) in the time in seconds (s) to complete the timed up and go (TUG) and 10 meter (m) walk functional tests from session 1 (Baseline) to the last session (Session 10) of the rehabilitation program.

Functional Test		Baseline	Session 10
TUG (s)	Mean	35.0	34.0
	\pm SD	\pm 17.5	\pm 18.7
10 m walk (s)	Mean	66.0	55.0
	\pm SD	\pm 37.8	\pm 29.4

2.5 Discussion

Increased active joint ROM of stroke survivors has been previously observed following 18 sessions of robot-guided rehabilitation exercises [9]. In contrast, our findings indicate that a rehabilitation program including the combination of both VR exercises and tDCS may be effective in increasing active joint ROM after only 10 sessions. Individual ROM data also seems to indicate that the combined effects of these advanced technologies results in less neuromuscular fatigue in the paretic joints of stroke survivors and may decrease the movement asymmetry between the paretic and non-paretic joint sides, which can be important for improving their functionality in daily activities.

Low or altered EMG activity levels have been previously found in patients with chronic hemiparesis, leading to inefficient force production [4, 10]. Our rehabilitation protocol seemed effective in increasing stroke survivors' overall paretic muscle activity, alongside functional performance. However, the between-session variability we found in EMG activity indicates that some alteration in MU recruitment patterns as a consequence of the stroke may have persisted in some individuals. Our findings also suggest that EMG activity was greater when participants received tDCS compared to not receiving tDCS (tested before the start of session 1). This may indicate that tDCS may acutely increase corticospinal excitability, resulting in an increased muscle activity in most muscles.

3. Conclusion

The findings of the present study suggest that rehabilitation exercise programs that include VR combined with tDCS technologies may be effective for overall improvements in active joint ROM, muscle activity and functional performance of stroke survivors. The future steps of this ongoing project will be to increase the sample size of the study, include a sham tDCS group to better understand the individual effects of the cortical stimulation itself on motor recovery, increase the power of the study to allow mean changes between time points to be statistically analyzed, and explore associations between ROM, EMG, cortical, and performance outcomes in stroke survivors.

This research project was approved by the ethics committee of the University of Campinas (CAAE 35771314.4.0000.5404) and was supported by the Brazilian National Council for Scientific and Technological Development (CNPq, 304008/2021-4), BRAINN - Brazilian

Institute of Neuroscience and Neurotechnology, and São Paulo Research Foundation (FAPESP) – grant #2013/07559-3. Other FAPESP postdoctoral grants related to this project are #2022/08057-0 (Cassio V. Ruas) and #2015/03695-5 (Alexandre F. Brandão).

4. References

- [1] A. W. Andrews, and R. W. Bohannon. Decreased shoulder range of motion on paretic side after stroke. *Physical Therapy*, 69(9), 768-772, 1989.
- [2] Y. Borisova, and R. W. Bohannon. Positioning to prevent or reduce shoulder range of motion impairments after stroke: a meta-analysis. *Clinical rehabilitation*, 23(8), 681-686, 2009.
- [3] J. Son, and W. Z. Rymer, Effects of changes in ankle joint angle on the relation between plantarflexion torque and EMG magnitude in major plantar flexors of male chronic stroke survivors. *Frontiers in Neurology*, 11, 224, 2020.
- [4] X. Hu, A. K. Suresh, W. Z. Rymer, and N. L. Suresh. Assessing altered motor unit recruitment patterns in paretic muscles of stroke survivors using surface electromyography. *Journal of neural engineering*, 12(6), 066001, 2015.
- [5] X. Yao, L. Cui, J. Wang, W. Feng, Y. Bao, and Q. Xie. Effects of transcranial direct current stimulation with virtual reality on upper limb function in patients with ischemic stroke: a randomized controlled trial. *J Neuroeng Rehabil*, 17: 73, 2020.
- [6] R. Llorens, M. A. Fuentes, A. Borrego, J. Latorre, M. Alcañiz, C. Colomer, and E. Noé. Effectiveness of a combined transcranial direct current stimulation and virtual reality-based intervention on upper limb function in chronic individuals post-stroke with persistent severe hemiparesis: a randomized controlled trial. *J Neuroeng Rehabil*, 18: 108, 2021.
- [7] J. Meng, Z. Yan, F. Gu, X. Tao, T. Xue, D. Liu, and Z. Wang. Transcranial direct current stimulation with virtual reality versus virtual reality alone for upper extremity rehabilitation in stroke: A meta-analysis. *Heliyon*, 9(1), e12695, 2023.
- [8] Y. Gagnat, S. M. Brændvik, and K. Roeleveld. Surface electromyography normalization affects the interpretation of muscle activity and coactivation in children with cerebral palsy during walking. *Front Neurol*, 11:202, 2020.

- [9] G. Waldman, C. Y. Yang, Y. Ren, L. Liu, X. Guo, R. L. Harvey, E. J. Roth, and L. Zhang. Effects of robot-guided passive stretching and active movement training of ankle and mobility impairments in stroke. *NeuroRehabilitation*, 32(3), 625-634, 2013.
- [10] W. R. Frontera, L. Grimby, and L. Larsson. Firing rate of the lower motoneuron and contractile properties of its muscle fibers after upper motoneuron lesion in man. *Muscle & Nerve: Official Journal of the American Association of Electrodiagnostic Medicine*, 20(8), 938-947, 1997.

VIRTUAL REALITY SERIOUS GAME DESIGN FOR UPPER LIMB REHABILITATION: ASSESSMENT OF MOTOR FUNCTION AND PHYSIOLOGY

Juan D. Abril^{1a}, Eduardo Castillo^{1b}, Oscar I. Caldas^{2c}, Mauricio Felipe Mauleoux^{2d}, Oscar F. Avilés^{2e}

¹ Instituto Politécnico Nacional, México. ² Universidad Militar Nueva Granada.

^a jabrilb2000@alumno.ipn.mx, ^b ecastilloca@ipn.mx, ^c oscar.caldas@unimilitar.edu.co,

^d mauricio.mauleoux@unimilitar.edu.co, ^e oscar.aviles@unimilitar.edu.co

Abstract: This research explores the potential of virtual reality (VR) as a complementary tool for physical and neurological rehabilitation. The study utilizes an immersive VR game where users control a spacecraft to evaluate upper limb motor function. Psychophysiological responses (electrocardiogram, electrodermal activity, and respiration) are recorded and contrasted with emotional self-report questionnaires. Fifteen biomarkers from biosignals and three emotional dimensions are identified. The approach combines computer simulation and innovative technology to enhance recovery by addressing issues like lack of attention, monotony, and predictability in conventional methods.

Keywords: Upper Limb, Exercise Therapy, Virtual Reality, Physiology.

1. Introduction

Robots and virtual environments have shown promising results in training through simulators and neuromotor or physical rehabilitation (Bayón-Calatayud et al., 2016; Cameirão et al., 2012; Henkemans et al., 2017; Ortiz-Catalan et al., 2014). These technologies have been developed for use in home settings, therapy centers, and educational institutions, with positive outcomes based on previous results. Practice and intense workouts are essential for successful learning in these activities, offering a contrast to conventional exercise learning, which can be monotonous and predictable. Physiological signals have been analyzed to evaluate human-machine interactions and player performance in exergames (Buntin et al., 2010; Maxine A. Papadakis, Stephen J. McPhee, n.d.; Onieva-Zafra et al., 2015). Performance assessment methods have been developed for trainers during exergames, comparing them with existing qualitative methods used in driving evaluation and functional scale methods in rehabilitation (America, 2012; Cameirão et al., 2012; Molinari et al., 2016; Nazmi et al., 2015; Rosli et al., 2014). Exergames offer a safe and effective alternative to traditional therapy and regular exercise in some cases, providing motivation, home rehabilitation, and remote monitoring (Crocetta et al., 2018; de Mello Monteiro et al., 2014;

Gobron et al., 2015; Susan B O'Sullivan, 2015; Van Diest et al., 2013). These technologies are also harnessed to enhance the treatment of various neurological conditions such as stroke, traumatic brain injury (TBI), spinal cord injury, cerebral palsy, and multiple sclerosis (Vázquez, 2012). Virtual reality and robotics systems allow reliable and quantitative measurements of physical parameters, systematically recorded, and compared objectively at the start and throughout treatment (Adams, 1971; Garcia-Agundez et al., 2019). High reliability and precision in monitoring facilitate repetition of necessary movements in skill recovery, improving talent management in rehabilitation centers and reducing the risk of repetitive tasks leading to injuries and occupational accidents. Virtual reality activities, including activities emulating Activities of Daily Living (ADLs), are seen as an alternative to monotonous tasks in conventional rehabilitation therapy, especially when involving robotic agents (Salmon et al., 2017). The use of portable sensors, TeleHealth (TH) programs, and feedback architecture strategies further contribute to diagnosing, studying, and treating neurological disorders (Borges et al., 2016). Incorporating a serious game in virtual reality, the proposed approach integrates the Wolf Motor Assessment Test within a Virtual Environment, encompassing common rehabilitation tasks. This VR experience can significantly impact emotional dimensions and psychophysiological signals, captivating users while tracking real-time performance data (Cameirão et al., 2012; Maxine A. Papadakis, Stephen J. McPhee, n.d.). In a 5-minute trial, fifteen biomarkers were extracted from EGG, EDA, and RESP signals. The proposed procedure follows medical rehabilitation literature, evaluating user performance during serious play, with the potential to detect significant physiological changes with alterations in environment parameters or game difficulty (Molinari et al., 2016; Caldas et al., 2023).

3. Methodology

The experiment was conducted at the Davinci Research Laboratory, located at Nueva Granada Military University. The VR Upper Limb Motor application protocol comprised three phases: a five-minute idle phase, a five-minute upper limb game, and a one-minute Self-Assessment Manikin Test (SAM test) (Bradley & Lang, 1994). The VR game involved a serious narrative, guiding players to interact with objects in the spacecraft environment. Completing tasks increased the player's score. The game lasted for 5 minutes, followed by the SAM test, where participants reported emotions experienced in three dimensions: arousal,

valence, and dominance. During the experiment, physiological signals were measured using the Oculus Rift Touch Controllers and the Biosignals Plux Explorer device at a sampling rate of 1 kHz and a resolution of sixteen bits (see Figure 1). Electrocardiogram (ECG) signals were obtained using three surface electrodes on specific chest locations. Electrodermal Activity (EDA) was measured using a galvanic skin response sensor on the non-dominant hand's fingers. Respiration (RESP) was measured with a piezoelectric sensor on an elastic strap around the thorax. The head-mounted display (HMD) used infrared sensors to track head position and orientation, providing an immersive audio-visual workspace. The manikin displayed on the right side of Figure 1 was actively involved in the VR activity, while the left side showed information available to the task supervisor, and the right side displayed a first-person view of the spacecraft tracked from VR immersion based on (Caldas et al., 2020).

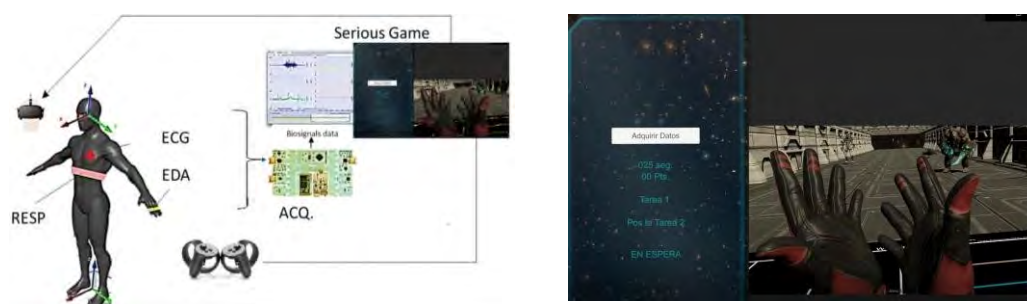


Fig. 1 Serious Game Architecture and Analysis Software during the session

3. Design of the Serious Game

3.1 Game Objective and Architecture

This serious game assesses upper limb motor function using the Wolf Motor Function Test (WMF) (Taub et al., 2011) through a Quantitative ability Index (QaI) derived from functional tasks and time spent. Scores on the mobility scale of functional ability and task performance range from 0 to 5. Additionally, the game records the players' scores, involuntary psychophysiological responses of the Autonomic Nervous System (ANS), and emotional levels. Baseline data for physiological responses were collected during a previous rest period. Figure 2 illustrates the algorithms used for collecting physiological data during the serious game and depicts the tasks involved in the VR Adapted WOLF Test using Oculus Rift Touch controllers. Scores on the mobility scale of functional ability and task performance, as outlined in (Taub et al., 2011), range from 0 to 5. The upper limb muscles perform flexion-extension motions in the activities, and task evaluation is based on the time and position

reached (Figure 3). Tasks that do not pose a workspace collision risk are adapted while wearing the virtual reality helmet. In this first-person virtual reality game, participants operate a crewed mission vehicle to reach items on a table, and the table can be shifted following the protocol. The interactive environment was designed for the upper limb game, and the score is calculated based on execution time and hand/object position. Each task has a time limit of 10 seconds and includes visual instructions, voice prompts for game instructions, environment recognition, and interactive elements.

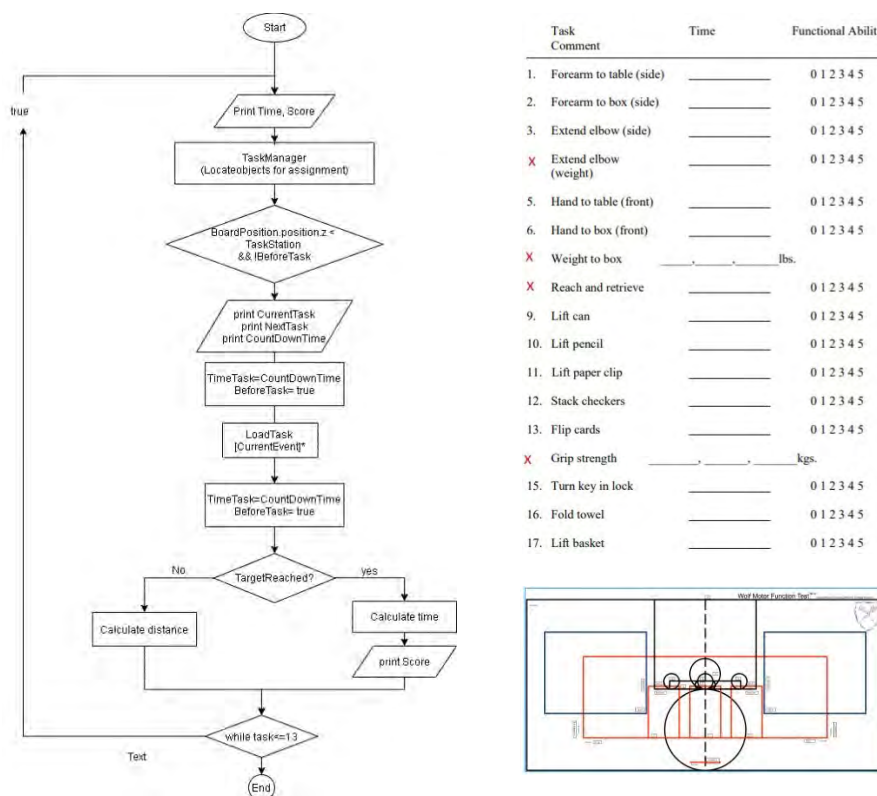


Fig. 2 Spacecraft Game Flow Chart based on Bruno's selection, tasks discarding along with WMFT Template



Fig. 3 upper extremity *motor* ability tasks

Conventional VR helmets lack the ability to perceive elements not directly visible to users, making tasks involving manipulation of external weighted elements impractical. Consequently, the following tasks were excluded from this serious VR game: (1) Extending

the lateral shoulder with a weight, (2) Carrying weight to the front box, (3) Moving elements to reach and recover, and (4) Gripping force. Social interaction within the game offered guidelines for controlling the spacecraft command center's levers and buttons. After completing the game, participants filled out a standard Self-Assessment Manikin (SAM) questionnaire. The evaluation features of this VR game primarily focus on task execution time and distance measurements to the element's position, providing an unbiased complement to standardized tests, which can be subjective and dependent on the supervising therapist's skills. However, the VR helmet lacks feedback on elements that remain out of the user's direct sight. Figure 6 on the left illustrates the system, consisting of a VR headgear displaying environment images via a computer running the Unity engine. The game synchronizes with the MATLAB application of the bio-signal acquisition device during the activity, recording the acquired information. The right side offers a detailed depiction of the hardware used for the treatment and extraction of characteristics from ECG, EDA, and RESP signals.

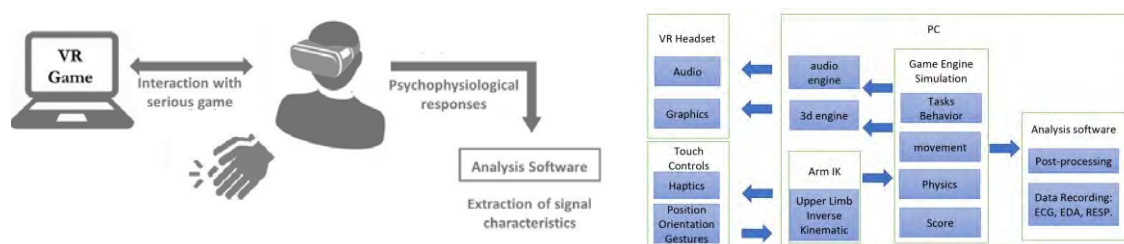


Fig. 4 Virtual Reality serious game design with its Hardware and Software Architecture.

3.2 VR Immersion

The multimedia section covered three main topics: self-presence, the influence of physical connection, and the representation of the visible player's body as the hand, and an inverse kinematics algorithm representing the arm. Physical presence is enhanced through audiovisual animations simulating environments such as outer space, space stations, spacecraft, buttons, and sounds. Social presence attributes include a sense of coexistence, with an advisor immersed in the game providing directions. Three main components were constructed: 1) Command Center, where players execute activities by activating objects on the table, 2) Player, who receives instructions through the helmet intercom and has their arm represented by the inverse kinematics algorithm, and 3) Supervision Panel, which displays information about previous, current, and next tasks. Figure 5 contrasts a traditional test in a specialized center with the virtual game. VR cubes are used as task triggers, allowing players

to move the spacecraft and operate its buttons using the command table controls. The signal acquisition systems record, and post-process raw movements triggered by commands. To score points, participants respond to visual and auditory stimuli, and biomarkers are generated from HR, EDA, and RESP signals. Fifteen characteristics are extracted from these signals. HR records include trending rate and average, while raw EDA signals are used to extract skin conductance levels and breathing rates, following the methods described in (Caldas et al., 2020). Participants completed a self-report questionnaire using the Oculus Rift Touchpad, assessing nine levels of happiness, excitement, and dominance (see Figure 6).



Fig. 5 Standardized Test (2 and 9) developed by Bruno (left) with corresponding VE (right).

	1	2	3	4	5	6	7	8	9	
Unhappy										Happy
Calm										Excited
Dominated										Dominant

Thank you for your opinion
You can adjust the answers before continuing

Continue

Fig. 6 Self-Report Questionnaire administered at the end of the game.

4. Conclusion

Virtual reality tools can be integrated into a rehabilitation program based on the Wolf Motor Assessment, providing a feasible intervention for upper limb functional skills. However, due to the limited perception of reality in virtual environments, caution must be exercised when involving moving objects. To ensure user safety, tasks requiring manipulation of external elements with weights were excluded from consideration. When wearing an Oculus Rift helmet, the player's visibility is restricted, and they may not be able to perceive certain elements. As a result, the serious game omits tasks such as extending the lateral shoulder with a weight, carrying a weight to the front box, moving elements to reach and recover, and

exerting grip force. To prevent potential risks, it is advisable for participants to be supervised by specialized rehabilitation therapy personnel and not have access to the virtual environment during the performance of these activities.

5. References

- Adams, J. A. (1971). A closed-loop theory of motor learning. *Journal of Motor Behavior*, 3(2), 111–150. <https://doi.org/10.1080/00222895.1971.10734898>
- America, B. I. A. of. (2012). Brain Injury Association of America. In B. I. A. of America (Ed.). https://doi.org/10.1007/springerreference_183402
- Bayón-Calatayud, M., Peri, E., Nistal, F. F., Duff, M., Nieto-Escámez, F., Lange, B., & Koenig, S. (2016). Virtual rehabilitation. In *Biosystems and Biorobotics* (Vol. 10, pp. 303–318). Springer International Publishing. https://doi.org/10.1007/978-3-319-24901-8_12
- Borges, L. R., Martins, F. R., Naves, E. L. M., Bastos, T. F., & Lucena, V. F. (2016). Multimodal System for Training at Distance in a Virtual or Augmented Reality Environment for Users of Electric-Powered Wheelchairs. *IFAC-PapersOnLine*, 49(30), 156–160. <https://doi.org/10.1016/j.ifacol.2016.11.146>
- Bradley, M. M., & Lang, P. J. (1994). Measuring emotion: The self-assessment manikin and the semantic differential. *Journal of Behavior Therapy and Experimental Psychiatry*, 25(1), 49–59. [https://doi.org/10.1016/0005-7916\(94\)90063-9](https://doi.org/10.1016/0005-7916(94)90063-9)
- Buntin, M. B., Colla, C. H., Deb, P., Sood, N., & Escarce, J. J. (2010). Medicare spending and outcomes after postacute care for stroke and hip fracture. *Medical Care*, 48(9), 776–784. <https://doi.org/10.1097/MLR.0b013e3181e359df>
- Caldas, O. I., Abril, J. D., Rivera, O., Rodriguez-Guerrero, C., & Avilés, O. F. (2020). Contribution of Virtual Environments to the Perception of Balance Rehabilitation Tasks: A Psychophysiological Study (pp. 1200–1207). https://doi.org/10.1007/978-3-030-30648-9_156
- Caldas, O. I., Mauledoux, M., Avilés, O. F., & Guerrero, C. R. (2023). Behavioral and Psychophysiological Measures of Engagement During Dynamic Difficulty Adjustment in Immersive Virtual Reality. *JUCS - Journal of Universal Computer Science* 29(1): 16-33, 29(1), 16 33. <https://doi.org/10.3897/JUCS.89412>
- Cameirão, M. S., Badia, S. B. I., Duarte, E., Frisoli, A., & Verschure, P. F. M. J. (2012). The combined impact of virtual reality neurorehabilitation and its interfaces on upper extremity functional recovery in patients with chronic stroke. *Stroke*, 43(10), 2720–2728. <https://doi.org/10.1161/STROKEAHA.112.653196>
- Crocetta, T. B., de Araújo, L. V., Guarnieri, R., Massetti, T., Ferreira, F. H. I. B., de Abreu, L. C., & de Mello Monteiro, C. B. (2018). Virtual reality software package for implementing motor learning and rehabilitation experiments. *Virtual Reality*, 22(3), 199–209. <https://doi.org/10.1007/s10055-017-0323-2>
- de Mello Monteiro, C. B., da Silva, T. D., de Abreu, L. C., Fregni, F., de Araujo, L. V., Ferreira, F. H. I. B., & Leone, C. (2017). Short-term motor learning through non-immersive virtual

- reality task in individuals with down syndrome. *BMC Neurology*, 17(1). <https://doi.org/10.1186/s12883-017-0852-z>
- de Mello Monteiro, C. B., Massetti, T., da Silva, T. D., van der Kamp, J., de Abreu, L. C., Leone, C., & Savelsbergh, G. J. P. (2014). Transfer of motor learning from virtual to natural environments in individuals with cerebral palsy. *Research in Developmental Disabilities*, 35(10), 2430–2437. <https://doi.org/10.1016/j.ridd.2014.06.006>
- de Vries, A. W., Faber, G., Jonkers, I., Van Dieen, J. H., & Verschueren, S. M. P. (2018). Virtual reality balance training for elderly: Similar skiing games elicit different challenges in balance training. *Gait and Posture*, 59(December 2016), 111–116. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2017.10.006>
- Decoo, D., & Vokaer, M. (2015). Treatment adherence in multiple sclerosis: A survey of Belgian neurologists. *Patient Preference and Adherence*, 9, 1669–1676. <https://doi.org/10.2147/PPA.S91973>
- Eichhorn, S., Koller, V., Schreiber, U., Mendoza, A., Krane, M., & Lange, R. (2013). Development of an Exergame for individual rehabilitation of patients with cardiovascular diseases. *Australasian Physical and Engineering Sciences in Medicine*, 36(4), 441–447. <https://doi.org/10.1007/s13246-013-0223-z>
- Garcia-Agundez, A., Folkerts, A. K., Konrad, R., Caserman, P., Tregel, T., Goosses, M., Göbel, S., & Kalbe, E. (2019). Recent advances in rehabilitation for Parkinson’s Disease with Exergames: A Systematic Review. In *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation* (Vol. 16, Issue 1). BioMed Central Ltd. <https://doi.org/10.1186/s12984-019-0492-1>
- Gobron, S. C., Zannini, N., Wenk, N., Schmitt, C., Charrotton, Y., Fauquex, A., Lauria, M., Degache, F., & Frischknecht, R. (2015). Serious games for rehabilitation using HeadMounted display and haptic devices. *Lecture Notes in Computer Science (Including Subseries Lecture Notes in Artificial Intelligence and Lecture Notes in Bioinformatics)*, 9254, 199–219. https://doi.org/10.1007/978-3-319-22888-4_15
- Henkemans, O. A. B., Bierman, B. P. B., Janssen, J., Looije, R., Neerinx, M. A., van Dooren, M. M. M., de Vries, J. L. E., van der Burg, G. J., & Huisman, S. D. (2017). Design and evaluation of a personal robot playing a self-management education game with children with diabetes type 1. *International Journal of Human Computer Studies*, 106(July 2015), 63–76. <https://doi.org/10.1016/j.ijhcs.2017.06.001>
- Holden, M. K. (2005). Virtual environments for motor rehabilitation: Review. In *Cyberpsychology and Behavior* (Vol. 8, Issue 3, pp. 187–211). <https://doi.org/10.1089/cpb.2005.8.187>
- Kane, R. L. (2011). Finding the right level of posthospital care: “We didn’t realize there was any other option for him.” In *JAMA - Journal of the American Medical Association* (Vol. 305, Issue 3, pp. 284–293). <https://doi.org/10.1001/jama.2010.2015>
- Laver, K. E., Lange, B., George, S., Deutsch, J. E., Saposnik, G., & Crotty, M. (2017). Virtual reality for stroke rehabilitation. In *Cochrane Database of Systematic Reviews* (Vol. 2017, Issue 11, pp. 2720–2728). <https://doi.org/10.1002/14651858.CD008349.pub4>

- Maxine A. Papadakis, Stephen J. McPhee, M. W. R. (n.d.). Preface | Current Medical Diagnosis & Treatment 2019 | AccessMedicine | McGraw-Hill Medical. January 1, 2020, from <https://accessmedicine.mhmedical.com/content.aspx?bookid=2449§ionid=194318629>
- Molinari, M., Esquenazi, A., Anastasi, A. A., Nielsen, R. K., Stoller, O., D'Andrea, A., & Calatayud, M. B. (2016). Rehabilitation Technologies Application in Stroke and Traumatic Brain Injury Patients (pp. 29–64). https://doi.org/10.1007/978-3-319-24901-8_2
- Nazmi, N., Mazlan, S. A., Zamzuri, H., & Rahman, M. A. A. (2015). Fitting Distribution for Electromyography and Electroencephalography Signals Based on Goodness-of-Fit Tests. *Procedia Computer Science*, 76, 468–473. <https://doi.org/10.1016/j.procs.2015.12.317>
- Onieva-Zafra, M. D., García, L. H., & Del Valle, M. G. (2015). Effectiveness of guided imagery relaxation on levels of pain and depression in patients diagnosed with fibromyalgia. *Holistic Nursing Practice*, 29(1), 13–21. <https://doi.org/10.1097/HNP.0000000000000062>
- Ortiz-Catalan, M., Nijenhuis, S., Ambrosch, K., Bovend'Eerdt, T., Koenig, S., & Lange, B. (2014). Virtual reality. In *Biosystems and Biorobotics* (Vol. 4, pp. 249–265). Springer International Publishing. https://doi.org/10.1007/978-3-642-38556-8_13
- Robert L. Kane Barbara Resnick, Michael L. Malone, J. G. O. (n.d.). Cardiovascular Disorders | Essentials of Clinical Geriatrics, 8e | AccessMedicine | McGraw-Hill Medical. <https://accessmedicine.mhmedical.com/content.aspx?bookid=2300§ionid=178119987&jumpsectionid=178120037>
- Rosli, N. A. I. M., Rahman, M. A. A., Mazlan, S. A., & Zamzuri, H. (2014, March 30). Electrocardiographic (ECG) and Electromyographic (EMG) signals fusion for physiological device in rehab application. 2014 IEEE Student Conference on Research and Development, SCORED 2014. <https://doi.org/10.1109/SCORED.2014.7072965>
- Salmon, J. P., Dolan, S. M., Drake, R. S., Wilson, G. C., Klein, R. M., & Eskes, G. A. (2017). A survey of video game preferences in adults: Building better games for older adults. *Entertainment Computing*, 21, 45–64. <https://doi.org/10.1016/j.entcom.2017.04.006>
- Susan B O'Sullivan, T. J. S. (2015). Improving Functional Outcomes in Physical Rehabilitation.
- Taub, E., Morris, D. M., Crago, J., King, D. K., Bowman, M., Bryson, C., Bishop, S., Pearson, S., & Shaw, S. E. (2011). UAB Training for CI Therapy Wolf Motor Function Test (WMFT) Manual.
- Trombetta, M., Bazzanello Henrique, P. P., Brum, M. R., Colussi, E. L., De Marchi, A. C. B., & Rieder, R. (2017). Motion Rehab AVE 3D: A VR-based exergame for post-stroke rehabilitation. *Computer Methods and Programs in Biomedicine*, 151, 15–20. <https://doi.org/10.1016/j.cmpb.2017.08.008>
- Van Diest, M., Lamoth, C. J., Stegenga, J., Verkerke, G. J., & Postema, K. (2013). Exergaming for balance training of elderly: State of the art and future developments. In *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation* (Vol. 10, Issue 1). BioMed Central Ltd. <https://doi.org/10.1186/1743-0003-10-101>
- Vázquez, R. C. de la C. / S. C. (2012). Aprendizaje motor: teorías y técnicas. In E. M. Panamericana (Ed.), *Neurorrehabilitación métodos específicos de valoración y tratamiento* (p. 512).

STUDY OF ELECTROMECHANICAL DELAY IN RESPONSE TO ELECTRICAL STIMULATION-INDUCED MUSCLE FATIGUE: PRELIMINARY RESULTS..

María José Burbano-Guzmán¹, Yecid Moreno¹, Felix M. Escalante², Thiago Boaventura¹, and Adriano A. G. Siqueira¹

¹São Carlos School of Engineering at University of São Paulo, Brazil

²São Paulo State University, Brazil.

(mjburbanoo@usp.br, yecidmoreno@usp.br, felix.escalante@unesp.br, tboaventura@usp.br and siqueira@sc.usp.br)

Abstract:

In this paper, we analyze the behavior of the quadriceps muscle when electrical stimulation is applied during concentric exercises to determine a fatigue index that allows a relationship to be posed to the electromechanical delay. The methodology uses knee joint kinematic measurements while changing the width of electrical pulses. The results of the proposed experiments indicate an opportunity to include fatigue and delay information in the design of human-robot interaction controllers.

Muscle fatigue. Functional Electrical Stimulation. Electromyography

1. Introduction

Functional Electrical Stimulation (FES) is a technique that uses low-energy electrical pulses to encourage joint movements in people with central nervous system damage [1]. FES can be used to produce muscle contraction, making movements easier for activities of daily life. In addition, this may be part of a muscle strengthening program, since atrophied injured muscles cannot produce enough energy to make functional use [4]. Despite its potential, the rapid onset of FES-induced muscle fatigue restricts use time and leads to a delayed response to muscle strength post-stimulation. These characteristics, combined with uncertainty in the human-limb dynamics model, make it difficult to develop efficient closed-loop interaction controllers.

In the literature, adaptive methods combined with FES systems are a powerful tool for handling more complex rehabilitation situations, e.g., gait recovery. In [2], the authors present an adaptive knee stimuli-based FES method that corrects foot drop in the swing phase of paretic patients. The idea of implementing an adaptive strategy using FES is to increase the stimulus in the dorsiflexion movements in the last swing event.

In terms of FES synchronization with voluntary movements, various strategies have been developed using EMG sensors. Some approaches require using muscle activity to initiate electrical stimulation by determining a threshold i.e., when EMG sensors have a reading of more than the defined threshold, the FES performs for a short period of time [3]. Other strategies are based on EMG-modulated, which makes the current applied to the stimulation system depend directly on the reading of the EMG sensors [6]. In this approach, devices have been developed, which stand out due to the inclusion of an integrated volitional control electrical stimulator.

In this paper, we propose a pilot study for analyzing muscle fatigue and electromechanical delay caused by electrical stimulation. We induce muscle fatigue in the quadriceps with FES and observe the magnitude of angle and velocity reduction. Experimental results enable the establishment of a fatigue index and its correlation with the amplitude of knee-joint movements. We hypothesize that proper muscle fatigue estimation and its correlation with limb response delay provide key information in designing interaction controllers.

The rest of the present paper is organized as follows: Section 2 describes the methodology and the proposed experimental setup. Section 3 presents preliminary results for one subject over FES stimulation configuration. Finally, Section 4 provides conclusions and future directions of this study.

2. Method

Electrical stimulation was applied to the group of the quadriceps muscle and the knee joint angle was recorded under isometric conditions to investigate the electromechanical delay and the effectiveness of motor control in response to fatigue caused by the FES device. The proposed protocol consists of an experiment that performs 13 tests in a sequence. Before beginning tests, a calibration procedure [5] was required to determine the current amplitude (40 mA), stimulation frequency (30 Hz), and pulse width ($250\text{ }\mu\text{s}$). To normalize the collected data, the user is asked in tests 1, 5, and 13 to perform the maximum voluntary extension movement without the involvement of the FES system. Within the 2-4 and 6-12 tests sequence, a pulse width pattern was designed to enable repeated measurements throughout tests while simultaneously fatiguing the muscle. In the first sequence, i.e., tests 2-4, the FES system works for 1 second and then it is 3 seconds off. In the second sequence, i.e., tests 6-12, the FES system acts for 5 seconds and then for 4 seconds off. In both cases, the tests last for 120 seconds.

2.1 Subjects

A subject, without known neurological or biomechanical conditions, 26 years old, height 177 cm, and weight 84 kg was recruited to apply the protocol proposed by the Department of Mechanical Engineering at São Carlos Engineering School. The experimental protocol was approved by the Ethics Committee of the University of São Paulo, School of Physical Education and Sport of Ribeirão Preto, EEFERP-USP, CAAE N^o 41150620.7.0000.5659 Decision Statement (approval) N^o 4.579.836.

2.2 Setup

All tests were performed using the experimental setup shown in Figure 1, which consists of the following devices:

- a current-controlled 4-channel stimulator RehaMove 3
- a microcontroller board based on AT Mega 2560
- a personal computer running Matlab and RerobApp [5]
- a passive knee orthosis with analog encoder qp-2hc
- an ADB232 EMG sensor
- electrodes (Hasomed FES 00200 RehaTrode and Monserrat COD-9359)

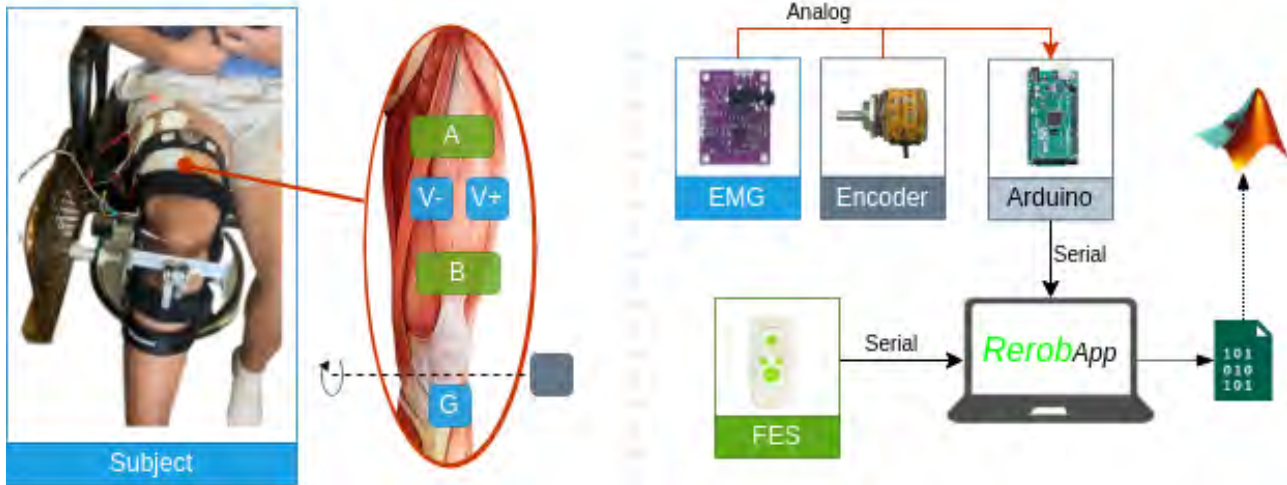


Figure 1. Experimental setup for the proposed study. The graphs illustrate (left) the configuration of sensors and actuators and (right) the data processing and communication protocol. In this configuration A and B are FES electrodes, V^- , V^+ are the potential difference and G is the ground of EMG sensors.

Electrostimulation was provided by a pair of rectangular surface electrodes (5×9 cm) placed between the belly of the quadriceps. In other words, as suggested in [7], an electrode is placed between the Vastus Lateralis and Medialis and the other between the Rectus Femoris and the Vastus Medialis. The EMG sensor has three electrodes (5×5 cm), two of them (V^+ and V^-) are positioned between the Vastus Lateralis and the Vastus Medialis; and the Rectus Femoris and the Vastus Medialis. The patella refers to the ground (G) in the circuit. This allows visualizing the activation input and output associated with the quadriceps. Finally, all tests were implemented in real-time using RerobApp, and offline data analysis was performed in Matlab.

2.3 Measurements

For each trial, we recorded time evolution from the following variables:

- **Angle (θ):** Angle position was smoothed using a digital low-pass filter with a cut-off frequency of 10+ Hz and the maximum voluntary joint extension value into account for normalization, i.e., $\{min(\theta), max(\theta)\}$ is adjusted to the range $\{0, 100\}$ using Equation 1. The normalization of the entire set of $\{\theta\}$ is called percent extension $\bar{\phi}$. Angle velocity $\dot{\theta}$ was calculated using the central finite difference method using three points and then fitted to a straight line using a matrix method to get slope and bias.

$$Z(\theta) = \frac{-100 \cdot (\theta - MIN(\theta))}{MAX(\theta) - MIN(\theta)} + 100 \quad (1)$$

- **Delay (δ):** Delay is the time it takes a muscle to reach maximum angular velocity when it is stimulated by the FES pulse.
- **Fatigue index (Ψ):** Fatigue was determined in two ways. First, it is the ratio between the maximum extension of the first excitation with respect to 15° . According to [8], only the Vastus Medialis muscle is active in this range, Equation 2. Therefore, this situation was considered

maximum fatigue. On the other hand, fatigue was also quantified with the maximum angular velocity of the knee, Equation 3. In this sense, we use the maximum peak on the first test as the reference and 0 as fully fatigued.

$$\Psi_k^{\bar{\phi}} = 100 - \frac{\bar{\phi}_k - Z(15^\circ)}{MAX(\bar{\phi})} * 100\% \quad (2) \quad \Psi_k^{\dot{\theta}} = 100 - \frac{\dot{\theta}_k}{MAX(\dot{\theta})} * 100\% \quad (3)$$

3. Results

In the following experiments, we evaluate the behavior of electrical pulse-stimulated quadriceps, considering a set of 13 trials. In the first trial, kinematic measurements (angle and speed) were used to normalize the remaining data. As a result, the minimum and maximum angles of extension for the knee joint are $\phi = \{8^\circ, 86^\circ\}$, respectively. In addition, the range of motion of the knee joint is 78° , where $Z(15^\circ) = 14.1\%$.

Trials 2-4 correspond to a 1-second pulse width FES excitation. A total of 4 minutes were spent on the trials and the subject received approx 58 FES pulses. Figure 2 shows the temporal responses. Note the constant loss in the range of motion at a rate of 0.22% per second, with a loss of approximately 50 % movement efficiency. The maximum reference speed is $\dot{\theta} = 208^\circ/s$, and until the end of this test it decreases to $48^\circ/s$. The estimated fatigue is $\Psi^{\bar{\phi}} = 89\%$ and $\Psi^{\dot{\theta}} = 82\%$.

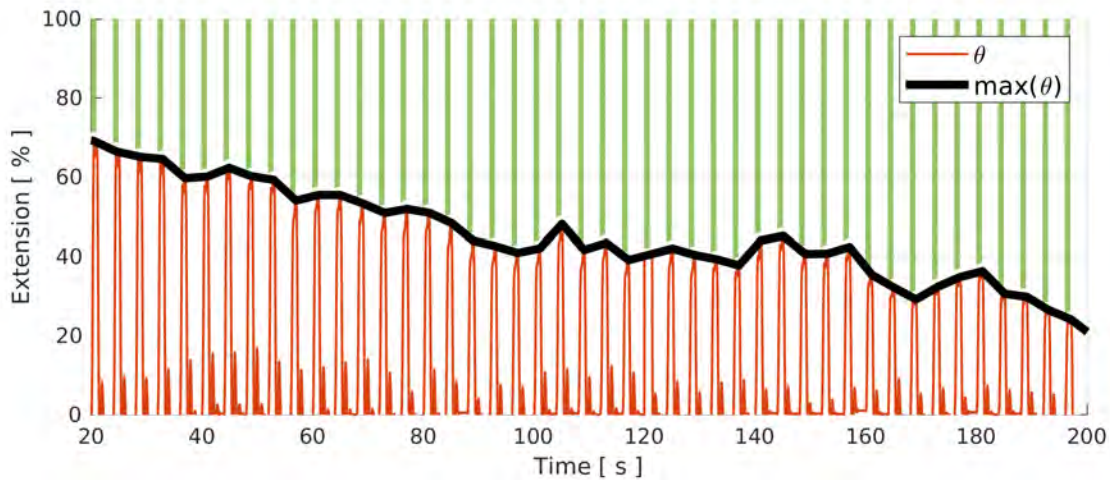


Figure 2. Temporal response of the extension in the first minutes of electrical excitation. The green boxes represent the moment in which FES is active, the angle is red, and the peak of the angle is black.

Trials 6-12 correspond to 5 seconds of FES excitation. Figure 3 shows the results of tests 11 and 12 because in those tests strong muscle fatigue is expected. The estimated fatigue is $\Psi^{\bar{\phi}} = 93\%$ and $\Psi^{\dot{\theta}} = 90\%$. Negative extension values indicate oscillatory behavior when the subject's leg ends movement after receiving leg stimulation that describes harmonic trajectory until stabilization. There is a linear variation in speed that decreases as the test increases, i.e., is lower for the final test. This indicates that variations in both position and velocity are non-linear.

4. Conclusion

This paper presented an analysis of muscle fatigue and quadriceps muscle delay for research purposes. Based on the position and velocity of the knee, it was possible to establish temporal changes in

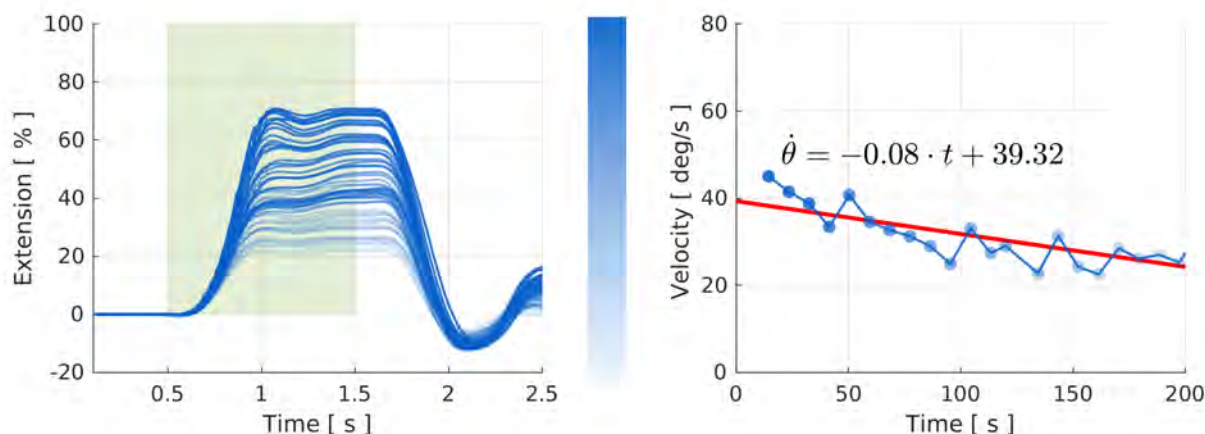


Figure 3. Angular velocity behavior during tests. The intensity of blue lines is inversely proportional to time progress. Trials 2 and 3 results were segmented (Left), and the green box indicates the FES activation time. In the results of trials 11 and 12 (right), the red line represents the linearization of velocity measurements.

muscle contractions by applying electrical stimuli, resulting in fatigue index and electromechanical delay. Preliminary results will be used to maintain a larger analysis that will allow us to understand muscle physiology against electrical stimuli. Furthermore, this information will be used to design interaction controllers to improve performance in rehabilitation protocols that involve robot devices.

5. References

- [1] X. L. Hu, K. Y. Tong, R. Li, M. Chen, J. J. Xue, S. K. Ho, and P. N. Chen. Post-stroke wrist rehabilitation assisted with an intention-driven functional electrical stimulation (fes)-robot system. In *2011 IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics*, pages 1–6, 2011.
- [2] W. Huo, V. Arnez-Paniagua, M. Ghedira, Y. Amirat, J.-M. Gracies, and S. Mohammed. Adaptive fes assistance using a novel gait phase detection approach. *IEEE International Conference on Intelligent Robots and Systems*, pages 5187–5193, 2018.
- [3] W. Huo, S. Mohammed, J. C. Moreno, and Y. Amirat. Lower limb wearable robots for assistance and rehabilitation: A state of the art. *IEEE Systems Journal*, 10(3):1068–1081, 2016.
- [4] H. Kagaya, Y. Shimada, K. Sato, and M. Sato. Changes in muscle force following therapeutic electrical stimulation in patients with complete paraplegia. *Paraplegia*, 34(1):24–29, 1996.
- [5] Jose Y. Moreno, Felix M. Escalante, Thiago Boaventura, Marco H. Terra, and Adriano A.G. Siqueira. Rerobapp: A modular and open-source software framework for robotic rehabilitation and human-robot interaction. In *2022 9th IEEE RAS/EMBS International Conference for Biomedical Robotics and Biomechatronics (BioRob)*, pages 1–6, 2022.
- [6] K. Takeda, G. Tanino, and H. Miyasaka. Review of devices used in neuromuscular electrical stimulation for stroke rehabilitation. *Medical Devices: Evidence and Research*, 10:207–213, 2017.

- [7] Fabio V dos Anjos, Talita P Pinto, Giacinto L Cerone, Marco Gazzoni, and Taian M Vieira. Is the attenuation effect on the ankle muscles activity from the emg biofeedback generalized to – or compensated by – other lower limb muscles during standing? *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 67:102721, 2022.
- [8] Enrique Vergara Amador and Mauricio Alejandro Román Chalarca. Descripción anatómica del músculo vasto medial:¿ existe realmente el músculo vasto medial oblicuo? *Revista Salud Uninorte*, 27(1):73–84, 2011.

Simultaneous and proportional control of a 3D printed prosthetic hand through a wearable multiprocessor system for recording and processing high-density surface myoelectric signals

Ricardo Gonçalves Molinari^[1,2], Luan Monteiro Rizzetto^[3,4], Carlos Eduardo Florio Mendes^[1,2], Éder Sócrates Najjar Lopes^[3], André Luiz Jardim Munhoz^[4], Leonardo Abdala Elias^[1,2]

[1] Department of Electronics and Biomedical Engineering, School of Electrical and Computer Engineering, University of Campinas, Campinas, Brazil

[2] Neural Engineering Research Laboratory, Center for Biomedical Engineering, University of Campinas, Campinas, Brazil

[3] Department of Manufacturing and Materials Engineering, School of Mechanical Engineering, University of Campinas, Campinas, Brazil

[4] National Institute of Biofabrication, University of Campinas, Campinas, Brazil
leoelias@unicamp.br

Abstract: *The control of prosthetic hands using high-density surface myoelectric (HD sEMG) signals is challenging due to the intricate nature of hand movement and technical requirements for online control. This paper introduces an online embedded system architecture aimed at providing simultaneous and proportional control of finger movements for trans-radial amputees, utilizing two 64-channel modules for recording HD sEMG from preserved forearm muscles. The prosthetic hand is based on the open-source Open Bionics's Brunel 2.0 model, which is capable of moving fingers by four linear actuators enabling hand grip movements. The system was designed to extract the motor commands from HD sEMG signals using the H-Dome and non-negative matrix factorization (NMF) algorithms. The control system is embedded within a multiprocessor system-on-chip (MPSoC) from Xilinx's Zynq UltraScale+ family, organized into functional modules for HD sEMG signal acquisition, digital signal processing, and control of prosthetic hand actuators. The proposed architecture and preliminary results show the potential of designing a system with more natural and intuitive control of the prosthetic hand, thereby enhancing the quality of life of the amputees.*

Keywords 3D printing, HD EMG, MPSoC, non-negative matrix factorization, prosthetic hand, simultaneous and proportional control

1. Introduction

The human hand, with its 19 degrees of freedom and 39 muscles (considering the distal region of the forearm) [1], presents a great diversity of movements, particularly gripping movements [10] that require fine adjustments of the fingers' positions and grip strength. Prosthetic hand systems with myoelectric control aim to allow amputees to perform daily activities [8], with separate finger control and grip strength being one of the main demands of users [3]. A current view in the literature is that a proportional and simultaneous activation of multiple degrees of freedom is advantageous to provide a more realistic (biomimetic) control of the prosthesis, so classification schemes should be avoided

[5]. In this sense, our research group is putting an effort into designing a wearable multiprocessor system for controlling a prosthetic hand by online processing HD sEMG signals from the forearm (remaining) muscles.

2. Methods

Here we are going to present the general structure of a comprehensive online embedded system architecture for prosthetic hand control. The system was designed to address user demands for simultaneous and proportional control of finger movements [3] based on the acquisition and processing of HD sEMG signals. The architecture takes into consideration the importance of cost-effectiveness and online processing requirements, ensuring an accessible and functional prosthetic solution for users. By focusing on these design guidelines and the challenges associated with HD sEMG signal processing, the proposed architecture aims to provide a more natural and intuitive control experience, enhancing the quality of life for amputees.

The prosthetic hand was based on Open Bionics's Brunel 2.0 open-source model, encompassing four actuators providing individual extension/flexion movements of the index and middle fingers, extension/flexion of the ring and little fingers (in combination), and abduction/adduction movement of the thumb. In total, nine degrees of freedom can be controlled. The prosthetic hand fingers, except for the thumb, have two rotational joints mimicking the metacarpophalangeal and proximal interphalangeal joints. The thumb has a rotational joint that mimics the rotational movement of the metacarpal joint. Additive manufacturing (3D printing) was employed for making the hand prosthesis. Nylon, polylactic acid (PLA), and flexible PLA were used in the fabrication process of prosthesis parts. A description of the reproduction of Open Bionics's Brunel 2.0 prosthetic hand was provided in another abstract [12].

3. Results

3.1 Hardware architecture

The hardware architecture of the prosthetic system is illustrated in the schematic diagram of Figure 1. The system comprises three parts: HD sEMG signal acquisition, online processing and control, and activation of prosthetic hand actuators.

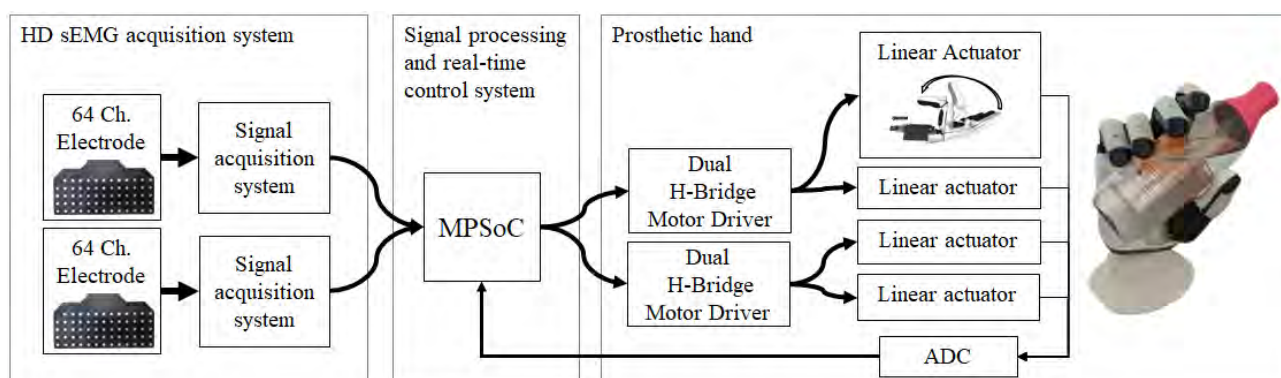


Figure 1. Schematic diagram of the hardware architecture of the prosthetic system, with a 128-channel HD sEMG signal acquisition system, an online signal processing and control system, and the electromechanical system of the Open Bionics's Brunel 2.0 prosthetic hand.

The HD sEMG signal acquisition was based on two modules for electrophysiological signal ac-

quisition (*RHD2164*, *Intan Technologies*) coupled to two 64-channel electrode matrices (*OT Bioelettronica*). The *RHD2164* module has features suitable for HD sEMG recordings with a low noise level (reference $2.4 \mu V_{rms}$), pre-filters, and an analog-to-digital converter (ADC) with 16-bit resolution and support for 64-channel sampling up to 30 kSamples/s per channel [15].

The online signal processing and control system was embedded into a multi-processor system-on-a-chip (MPSoC) of the Zynq UltraScale+ family (Xilinx, see [4] for a feature overview). The MPSoC receives signals from the HD sEMG acquisition system and position feedback from the linear actuators (positions of fingers). Also, the MPSoC computes and sends the control commands for finger movements. The MPSoC implementation details were described in the next two sections.

Four linear actuators (*Actuonix PQ12*), two dual h-bridge motor actuators (*Texas Instruments DRV8833*), and one ADC (*Texas Instruments ADS1115*) make up the electromechanical interface of the prosthetic hand, housed within the palm. The ADC converts the analog position signal from the linear actuators to interface with the MPSoC.

3.2 Firmware architecture

The firmware architecture design describes the functional modules implemented into the programmable logic (PL) or processing system (PS) of the MPSoC (see the schematic diagram in Figure 2). The protocol adopted for communicating the modules was the Advanced eXtensible Interface (AXI), which is part of the ARM advanced microcontroller bus architecture [9]. In addition to being the standard communication protocol for interfaces between PS and PL, the AXI protocol allows high throughput and asynchronous communication between the modules.

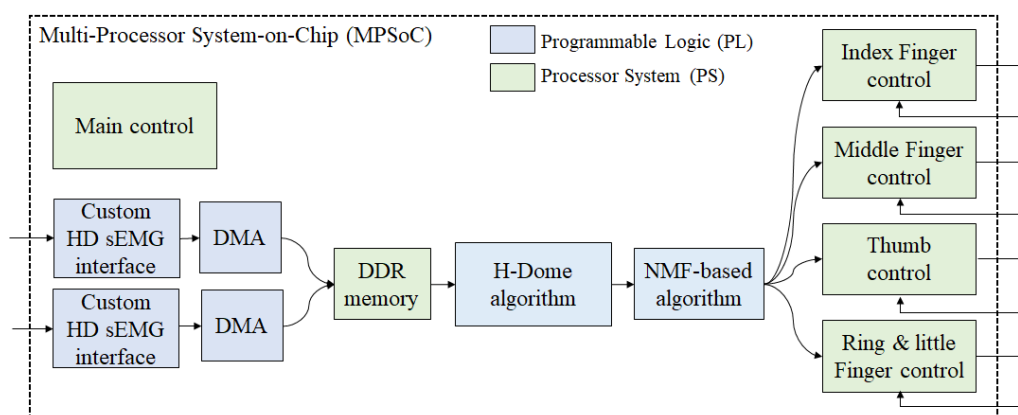


Figure 2. Schematic diagram of the firmware architecture embedded into the Zynq Ultrascale+ MP-SoC (Xilinx). The diagram illustrates the functional modules in the PL and PS. The custom HD sEMG interface, the direct memory access (DMA), the H-Dome algorithm, and the NMF algorithm are implemented in the PL. The online control system for finger movements was implemented in the PS.

Each custom HD sEMG interface module implements a finite-state machine (with configurable logic blocks) and a source synchronous interface (with a dedicated programmable I/O block). The custom HD sEMG interfaces convert the RHD2164 non-standard, 32 bits word, 16 bits resolution, double data rate serial peripheral interface (DDR SPI) protocol [15] to the AXI protocol, the standard communication protocol for interfaces between the PL and PS.

The DMA blocks allow reading HD sEMG signals and writing to external memory without interference from the PS. The function of the H-Dome and the NMF algorithm modules are described in section 3.3 The latter modules are planned to be embedded into the configurable logic blocks and

digital signal processing blocks from the PL.

Four control system modules are proposed to be implemented in the real-time processing unit (dual-core Arm Cortex-R5F) for controlling finger movements. Each control module receives a motor command extracted from the HD sEMG and, through dedicated PS I/O interfaces, reads the position of the linear actuators through the ADC converter of the prosthetic hand (I2C protocol, 16-bit resolution) and generates the output commands to the linear actuators.

3.3 Software architecture

The software architecture runs on the application processing unit (quad-core Arm Cortex-A53) with the Pynq platform and configures the other modules of the MPSoC (main control module in Figure 2). Pynq is an open-source software development package with a framework based on the PetaLinux operating system, Python programming language, and Jupyter web browser framework, simplifying device programming and data visualization (Figure 3).

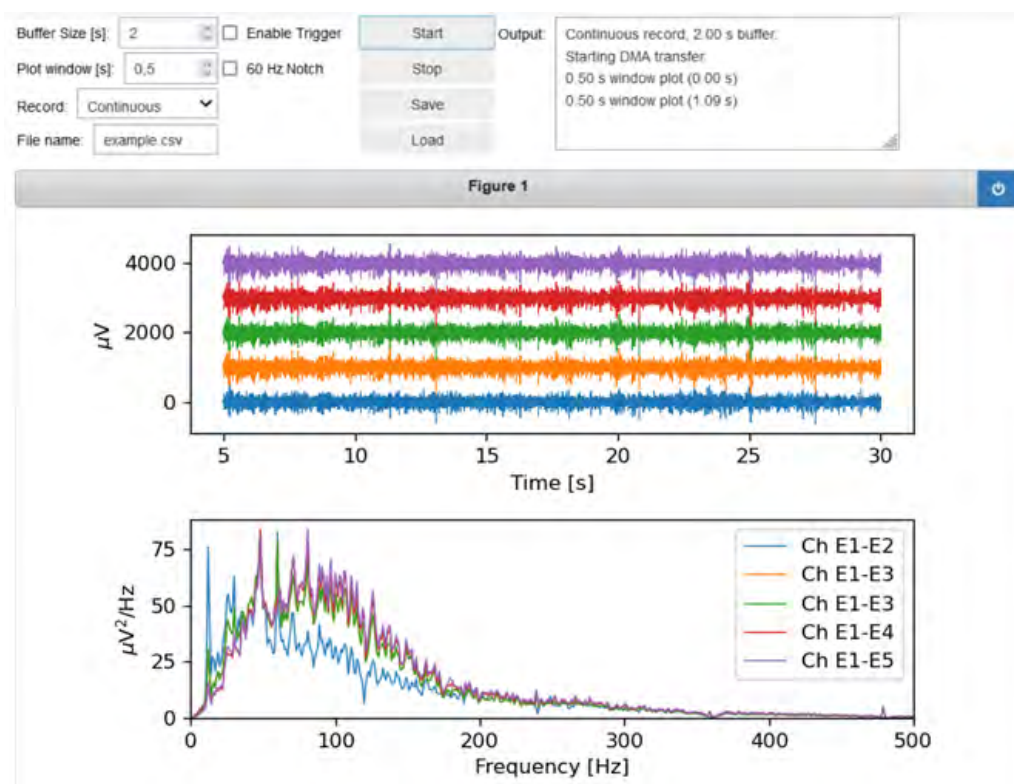


Figure 3. A Jupyter Notebook interface is available to configure pre-processing and visualizing the recorded HD sEMG signals. It offers pre-processing and signal storage options and enables visualization in both temporal and spectral domains.

The NMF algorithm [16] was used to extract the simultaneous motor commands from the HD sEMG signals. One of the main advantages of NMF-based algorithms is their semi-supervised learning approach so that force signals are not required for training [6]. The NMF-based algorithm assumes minimal interference between the electrodes collecting the HD sEMG data. Therefore, the H-Dome transformation [13] was used before the NMF algorithm to select the set of electrodes (from 128) that maximize the signal and minimize the crosstalk. The motor commands extracted from HD sEMG signals are used as target reference signals for modern control modules with bionic finger position feedback [11].

3.4 Discussion

The proposed online wearable system architecture for prosthetic hands with simultaneous and proportional control of finger movements from HD sEMG signals is a versatile platform that can potentially utilize other techniques for prosthetic control from myoelectric signals. For instance, Blana et al. [2] proposed a model-based approach for individual finger movement control in prosthetic hands. Kapelner et al. [7] proposed a neuro-musculoskeletal mapping approach to estimate hand postures and joint torques from HD sEMG signals. Simpetru et al. [14] proposed a proportional and simultaneous online control of the full human hand from HD sEMG signals. These different approaches demonstrate the ongoing efforts to develop prosthetic control systems that can provide natural and intuitive control of prosthetic hands for amputees. Further research is needed to determine the optimal approach for different types of amputations, residual limb conditions, and individual user preferences.

4. Conclusion

The architecture outlined in this abstract innovates in several aspects compared to the solutions previously presented in the literature. It proposes a heterogeneous hardware architecture for biomimetic strategies of prosthetic hand control, incorporating a processing system and programmable logic. This architecture is designed to be embedded and has the potential capacity to accelerate the processing of the adopted control strategy. Nonetheless, further research should be performed to objectively assess the functionality of the system and the inherent challenges posed by everyday activities.

The proposal also introduces the application of the H-Dome algorithm to identify the most relevant channels for extracting motor commands from HD sEMG signals. Furthermore, it utilizes the NMF algorithm to obtain motor commands associated with finger movements (in [6] the approach was to extract motor commands underlying wrist movements).

The combined application of these techniques will enable the mimicking of dexterous movements of the human hand, allowing for the adaptation of the grip on objects with diverse geometries and weights.

5. Acknowledgments

The authors would like to thank Glaudson Frade Assunção and Flávio Renato Santos from the Center for Biomedical Engineering (UNICAMP) for their technical support. The study is being funded by the Public Ministry of Work (PROMO-2118.2019). Leonardo A. Elias is funded by CNPq (Grant no. 314231/2020-0). Luan M. Rizzetto received a master's scholarship from CNPq (contract no. 132192/2021-7).

6. Reference

- [1] Hirt Bernhard, Harun Seyhan, Michael Wagner, and Zumhasch Rainer. Hand and Wrist anatomy and Biomechanics - A Comprehensive Guide. Thieme, first edit edition, 2016.
- [2] Dimitra Blana, Antonie J. Van Den Bogert, Wendy M. Murray, Amartya Ganguly, Agamemnon Krasoulis, Kianoush Nazarpour, and Edward K. Chadwick. Model-based control of individual finger movements for prosthetic hand function. IEEE Transactions on Neural Systems and

Rehabilitation Engineering, 28:612–620, 2020.

- [3] *Francesca Cordella, Anna Lisa Ciancio, Rinaldo Sacchetti, Angelo Davalli, Andrea Giovanni Cutti, Eugenio Guglielmelli, and Loredana Zollo. Literature review on needs of upper limb prosthesis users. Frontiers in Neuroscience, 10:1–14, 2016.*
- [4] *Xilinx Inc. Zynq ultrascale+ mp soc data sheet: Overview (ds891). 2022.*
- [5] *Ning Jiang, Strahinja Dosen, Klaus-Robert Muller, and Dario Farina. Myoelectric control of artificial limbs—is there a need to change focus?[in the spotlight]. IEEE Signal Processing Magazine, 29(5):152–150, 2012.*
- [6] *Ning Jiang, Kevin B. Englehart, and Philip A. Parker. Extracting simultaneous and proportional neural control information for multiple-dof prostheses from the surface electromyographic signal. IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 56:1070–1080, 4 2009.*
- [7] *Tamas Kapelner, Massimo Sartori, Francesco Negro, and Dario Farina. Neuro-musculoskeletal mapping for man-machine interfacing. Scientific Reports, 10:1–10, 2020.*
- [8] *Peter J. Kyberd, Alessio Murgia, Mark Gasson, Tristan Tjerks, Cheryl Metcalf, Paul H. Chappell, Kevin Warwick, Sian E.M. Lawson, and Tom Barnhill. Case studies to demonstrate the range of applications of the southampton hand assessment procedure. British Journal of Occupational Therapy, 72:212–218, 2009.*
- [9] *Arm Limited. Amba ® axi and ace protocol specification. 2021.*
- [10] *J. R. Napier. The prehensile movements of the human hand. The Journal of Bone and Joint Surgery British Volume, 38-B(4):902–913, 1956.*
- [11] *K. Ogata. Modern Control Engineering. Instrumentation and controls series. Prentice Hall, 2010.*
- [12] *Luan Rizzetto, André Jardini, Ricardo Gonaçalves Molinari, Leonardo Abdala Elias, and Éder Sócrates Najar Lopes. Tropicalização da prótese mioelétrica brunel 2.0 para o brasil. Proceedings of XII Congreso Iberoamericano de Tecnologías de Apoyo a la Discapacidad, 2023.*
- [13] *Monica Rojas-Martínez, Miguel A Mañanas, and Joan F Alonso. High-density surface emg maps from upper-arm and forearm muscles. Journal of neuroengineering and rehabilitation, 9(1):1–17, 2012.*
- [14] *Raul C. Sempetru, Michael Marz, and Alessandro Del Vecchio. Proportional and simultaneous real-time control of the full human hand from high-density electromyography. TechRxiv, 2023.*
- [15] *Intan Technologies. Rhd2164 digital electrophysiology interface chip. 2017.*
- [16] *Matthew C. Tresch, Vincent C.K. Cheung, and Andrea D’Avella. Matrix factorization algorithms for the identification of muscle synergies: Evaluation on simulated and experimental data sets. Journal of Neurophysiology, 95:2199–2212, 4 2006.*

Atualização de Prótese Mioelétrica Utilizando Técnicas de Modelagem 3D e Manufatura Aditiva

Luan Monteiro Rizzetto^[1,2], **André Luiz Jardini Munhoz**^[2], **Ricardo Gonçalves Molinari**^[3,4],
Leonardo Abdala Elias^[3,4], **Éder Sócrates Najjar Lopes**^[1].

[1] Departamento de Engenharia de Manufatura e Materiais, Faculdade de Engenharia Mecânica,
Universidade Estadual de Campinas, Campinas, Brasil

[2] Instituto Nacional de Biofabricação, Universidade Estadual de Campinas, Campinas, Brasil

[3] Departamento de Eletrônica e Engenharia Biomédica, Faculdade de Engenharia Elétrica e de
Computação, Universidade Estadual de Campinas, Campinas, Brasil

[4] Laboratório de Pesquisa em Neuroengenharia, Centro de Engenharia Biomédica, Universidade
Estadual de Campinas, Campinas, Brasil

luan.rizzetto@hotmail.com, ajardini@unicamp.br, leoelias@unicamp.br, esnlopes@unicamp.br

Resumo: A mão humana tem um papel crucial na interação com o ambiente, permitindo a execução de muitas tarefas complexas. A falta de um membro é uma experiência devastadora que requer apoio psicológico e adaptação física, visto que a versatilidade da mão é essencial tanto para a sobrevivência quanto para as convenções sociais. Com a evolução da manufatura aditiva nos últimos 10 anos, a utilização de próteses se torna cada vez mais possível, visto que o valor de produção cai drasticamente. Este artigo apresenta um estudo sobre o processo de confecção da prótese *open source* Brunel 2.0, da empresa Open Bionics, com intuito de entender seu processo de montagem, testar materiais diferentes do proposto pela empresa, tanto nas peças físicas, como alternativa ao ácido polilático (PLA), quanto nas peças emborrachadas, como alternativa à borracha de silicone, com objetivo de realizar atualizações no protótipo escolhido que facilitem a produção e viabilize mais possibilidades de personalização.

Palavras chave: Mão, prótese, adaptação, confecção

Abstract: *The human hand plays a crucial role in interacting with the environment, allowing the execution of many complex tasks. Missing a limb is a devastating experience that requires psychological support and physical adaptation, as the versatility of the hand is essential for both survival and social conventions. With the evolution of additive manufacturing in the last 10 years, the use of prosthetics has become increasingly possible, as the production value drops drastically. This article presents a study on the manufacturing process of the open source Brunel 2.0 prosthesis, from the company Open Bionics, with the aim of understanding its assembly process, testing materials different from those proposed by the company, both in the physical parts and as an alternative polylactic acid (PLA), as well as rubberized parts, as an alternative to silicone rubber, with the aim of making updates to the chosen prototype that facilitate production and enable more customization possibilities.*

Keywords Hand, prosthesis, adaptation, making.

1. Introdução

A mão humana, com seus 27 graus de liberdade, desempenha um papel fundamental na interação com o ambiente. [10, 8] Nos últimos 10 anos, o uso de impressoras 3D para produzir próteses cresceu,

oferecendo uma alternativa de baixo custo e fácil fabricação. [13] No entanto, a maioria dessas próteses possuem apenas dois sensores, limitando seus movimentos, e o uso de eletrodos de alta densidade pode expandir os graus de liberdade das próteses. [7, 6]

Este trabalho faz parte de um projeto da UNICAMP financiado pelo MPT, que visa mesclar manufatura aditiva e eletromiografia de alta densidade para desenvolver uma prótese mais avançada. A primeira etapa do projeto envolve melhorias e adaptações em uma prótese de mão disponível *online*, usando softwares de modelagem 3D e manufatura aditiva. O objetivo é oferecer uma melhor qualidade de vida para pacientes com amputação transradial ou desarticulação carpal.

2. Materiais e Métodos

2.1 Escolha da Prótese:

Para a primeira etapa do projeto, foram definidas algumas características principais que a prótese deve possuir, sendo elas: 1) ser um projeto de código aberto; 2) possuir um número razoável de graus de liberdade (GdL) e graus de atuação (GdA); e 3) baixa complexidade de montagem. Sendo assim, algumas próteses da literatura foram selecionadas para um comparativo visando encontrar a que mais satisfaz todos os pontos definidos anteriormente. Dentre os dispositivos protéticos *open source* selecionados, estão vide (Tabela 1): Brunel 2.0 [2], HACKberry [3], Tact Hand [12], Open Source Hand [7] e Robotic Prosthetic Hand [14].

Considerando as necessidades do projeto, a prótese que melhor se encaixa no projeto é a Brunel 2.0, pois possui nove graus de liberdade, quatro graus de atuação e montagem simples. O modelo está disponível para download em: <https://openbionicslabs.com/shop/brunel-hand>.

Tabela 1. Comparativo entre próteses disponibilizadas na literatura.

Nome	Disponibilidade	GdL	GdA	Complexidade
Brunel 2.0	Livre	9	4	Baixa
HACKberry	Livre	6	3	Alta
Tact Hand	Livre	6	6	Média
Open Source Hand	Livre	6	6	Alta
Robotic Prosthetic Hand	Livre	2	2	Baixa

2.2 Softwares:

Para a manipulação e edição de arquivos tridimensionais, foram empregados dois *softwares* distintos: o Blender, desenvolvido pela Blender Foundation, e o Fusion 360, da Autodesk. O Blender é um software não-paramétrico que utiliza uma abordagem centrada em malhas e escultura digital. Em contrapartida, o Fusion 360 adota uma abordagem baseada em relações e restrições paramétricas para a criação de modelos 3D, o que possibilita realizar alterações nos designs enquanto mantém a consistência das peças em um projeto.

2.3 Materiais para manufatura:

Verificando as recomendações da empresa responsável (Open Bionics), a prótese deve ser impressa utilizando PLA para as peças rígidas, não especificando marca, VitaFlex 30 *Urethane* com shore A30, para as peças emborrachadas e poliuretano termoplástico (TPU) Cheetah com shore A95 para os ligamentos.

Considerando essas diretrizes, o projeto utilizou diversos materiais para a fabricação da prótese. Para as peças rígidas, empregou-se o PLA EasyFill Preto Shadow da 3DFila e a Poliamida 12 PA2200 em pó da EOS como alternativa. Os ligamentos foram produzidos com o Filamento TPU Premium Flexível da Slim 3D, que possui shore A92,5. As peças emborrachadas foram confeccionadas com Borracha de Silicone SIQMOL 6028, apresentando dureza shore A28, e a Resina Pro FLEX Preta da Loja 3D com shore A85 foi utilizada como alternativa.

2.4 Máquinas de Manufatura:

Devido à variedade de materiais empregados, diferentes máquinas de manufatura foram necessárias no processo. Para criar peças em poliamida (PA12), a EOS Formiga P110, que utiliza sinterização seletiva a laser (SLS), foi empregada. As peças emborrachadas alternativas foram produzidas com a impressora *Creality* LD-006, que utiliza a técnica de estereolitografia (SLA). Por último, a máquina *Creality* Ender 3 foi utilizada para fabricar peças em PLA por meio da técnica de filamento fundido (FFF).

2.5 Desenvolvimento

2.5.1 Prótese Original

O projeto foi dividido em duas etapas: A) criação da prótese original; B) criação da prótese alternativa. Para compreender o processo de montagem da prótese, foi realizada uma montagem virtual no software Blender, resultando em um vídeo demonstrativo disponível em <https://youtu.be/43f28MiGotI>. Em seguida, a fabricação da prótese iniciou com a produção das peças rígidas em PA12. Contudo, devido a obstruções nos furos das peças devido às dimensões reduzidas, algumas delas precisaram ser reimpressas em PLA. Para as peças emborrachadas, seguiu-se o método sugerido pela Open Bionics, utilizando dispositivos próprios para moldar as peças emborrachadas diretamente no objeto com silicone.

2.5.2 Prótese Alternativa:

Com o progresso da manufatura aditiva, surgiram oportunidades para melhorar tanto o processo de fabricação quanto a personalização da prótese original. O processo de remodelagem da prótese foi iniciado utilizando o software Fusion 360, baseando-se nos arquivos tridimensionais fornecidos pela OpenBionics, mantendo as dimensões e funcionalidades originais. Para simplificar a fabricação, considerou-se a criação de cortes de seção durante a modelagem dos dedos da prótese, gerando arquivos separados das peças emborrachadas como alternativa às peças de silicone. Além disso, foi pensada a separação do local dos motores em um estojo isolado, permitindo a criação de próteses personalizadas sem a necessidade de modelar uma prótese completa para cada paciente.

Após a impressão e montagem da segunda prótese, foi realizado um teste de eficiência da resina flexível em comparação com o material original, através de um ensaio de tração. Este teste envolveu posicionar a prótese totalmente flexionada em uma peça de madeira e realizar um teste de "arrancamento" com uma máquina universal de ensaios, gerando um gráfico de carga versus deformação para medir a capacidade de agarre das próteses. Foram realizados três ensaios com cada prótese em condições semelhantes, com uma velocidade de deslocamento de 5mm/min.

3. Resultados

3.1 Adaptações Físicas

A montagem da prótese alternativa ocorreu sem dificuldades, uma vez que as dimensões da remodelagem foram precisamente seguidas. Adicionalmente, as peças emborrachadas foram produzidas com sucesso por meio dos cortes de seção incorporados durante a modelagem dos dedos, possibilitando a fabricação dessas partes com manufatura aditiva flexível.

Outro aprimoramento realizado foi a separação dos motores em um módulo independente da palma da mão, otimizando a flexibilidade na criação de próteses personalizadas. (Fig1)



Figura 1. (a) Prótese com vista explodida no Fusion 360; (b) Peças emborrachadas modeladas; (c) Diferença entre a prótese original e o *case* desenvolvido para os motores.

3.2 Teste de Arrancamento

Os resultados do ensaio mecânico de "arrancamento" foram analisados quanto ao valor máximo de carga realizada vs. a resistência causada pela borracha durante o deslocamento. Os principais achados são apresentados nos gráficos (Fig2), sendo o gráfico A da prótese original, com uma carga média de 10.63N e máxima de 14N e o gráfico B da prótese alternativa com uma carga média de 4.31N e máxima de 5N. Entretanto, realizando alguns testes segurando objetos rotineiros, ambas as próteses tiveram resultados similares.

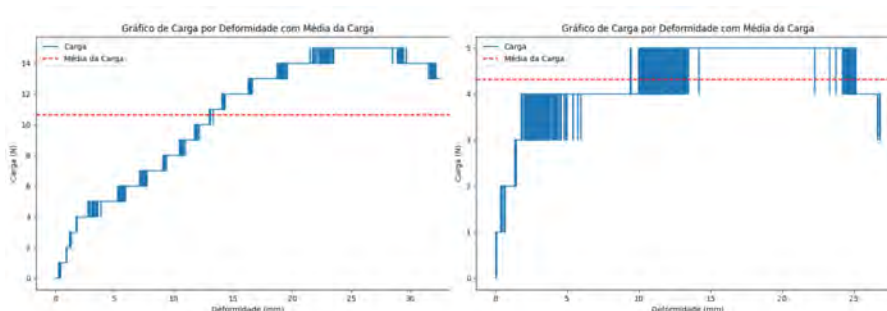


Figura 2. Gráfico A: Carga vs. Deformidade utilizando silicone, com 14N de força máxima; Gráfico B: Carga vs. Deformidade utilizando resina flexível, com 5N de força máxima. Já em testes

4. Discussão

Este estudo teve como propósito selecionar uma prótese de código aberto para fins de teste e adaptação de seu design, incorporando diferentes materiais e aprimorando as tecnologias de manufatura e

montagem. O objetivo central do projeto envolve o uso da eletromiografia de alta densidade, Krausz diz que [7] a eficácia dos movimentos é aprimorada por meio de um maior número de graus de liberdade. Dentre as próteses avaliadas na literatura, a Brunel 2.0 se destaca como a mais adequada para atender a essa proposta.

A substituição do PLA pelo PA12 mostrou-se altamente promissora em termos de qualidade de manufatura. De acordo com Golhin et al. [4], embora a impressão em PA12 resulte em uma superfície mais rugosa em comparação ao PLA, a técnica de impressão (SLS) permite a produção de peças complexas com maior precisão. No entanto, devido à elevada temperatura na câmara de impressão, algumas peças menores podem sofrer deformações térmicas, como no caso da solidificação dos canais pelos quais passam os tendões da prótese, o que impossibilitou o uso dessas peças. De acordo com Gomes et al.[5], após o sexto ciclo de impressão com a mesma matéria-prima (PA12), ocorre uma notável perda de qualidade e precisão na peça final. Portanto, o uso de matéria-prima virgem pode resolver esse problema. Além disso, o reposicionamento das peças na câmara de impressão pode evitar a sinterização do acúmulo de pó nos furos.

As peças emborrachadas modeladas simplificam o processo de fabricação da prótese, mas apresentam uma capacidade de prensão quase três vezes menor em comparação com o material originalmente utilizado. Conforme a American Society for Testing and Materials (ASTM) [1], a dureza dos materiais emborrachados é medida usando o teste Shore, que utiliza um penetrador padrão correspondente a várias escalas de medição (A, B, C, D, DO, O, OO e M), convertendo os dados de deslocamento em valores de dureza em uma escala de 0 a 100. Mohan et al. [9] explicam que quanto maior o valor Shore, maior a rigidez da borracha e, portanto, menor a força de aderência, pois os objetos escorregam com mais facilidade.

Comparando a dureza do silicone (Shore A30) com a dureza da resina flexível (Shore A85), nota-se uma maior rigidez no segundo material, resultando em uma considerável diferença na força de prensão, que é 2,8 vezes menor. Uma solução possível seria buscar resinas flexíveis disponíveis no mercado que tenham um nível de dureza mais próximo do recomendado.

A ideia de separar o local dos motores também é atrativa. Como destacado por Salminger et al. [11], a aparência da prótese desempenha um papel significativo na aceitação pelo usuário. Isso significa que a capacidade de fabricar próteses personalizadas que se assemelham mais ao membro restante é um objetivo importante a ser alcançado. Além disso, essa abordagem facilitaria a produção e a substituição de próteses em diferentes tamanhos, proporcionando maior versatilidade.

5. Conclusões

Pode-se concluir que a utilização da prótese Brunel 2.0 cumpre os requisitos necessários para o projeto, e sua confecção se torna substancialmente mais simples com a possibilidade de utilizar a impressão 3D em todos os processos, ainda que o poder de prensão seja menor. Por fim, a separação dos locais dos motores permite uma versatilidade na troca de próteses para tamanho diferentes, sem a necessidade de possuir vários modelos 3D.

6. Agradecimentos

Este projeto está sendo financiado pelo Ministério Público do Trabalho (MPT, PA-Promo no. 2018.2019). Luan M. Rizzetto é financiado pelo CNPq (Processo nº 132192/2021-7). Ricardo G. Molinari recebe bolsa do MPT através do convênio Funcamp no. 519.3.2. Leonardo Abdala Elias é bolsista de produtividade em pesquisa PQ-2 do CNPq (processo no. 314231/2020-0). Os autores gostariam de agradecer ao Instituto Nacional de CT em Biofabricação (Biofabris) pela produção em

manufatura aditiva das peças necessárias para o projeto.

7. Referências

- [1] *Standard Test Method for Rubber Property—Durometer Hardness. D2240-15, American Society for Testing and Materials, July 2021.*
- [2] *Open Bionics. Brunel hand 2.0. 2023.*
- [3] *Exiii. 3d-printable open-source bionic arm. 2023.*
- [4] *Ali Payami Golhin, Riccardo Tonello, Jeppe Revall Frisvad, Sotirios Grammatikos, and Are Strandlie. Surface roughness of as-printed polymers: a comprehensive review. International Journal of Advanced Manufacturing Technology, 2023.*
- [5] *Pedro C. Gomes, Oscar G. Piñeiro, Alexandra C. Alves, and Olga S. Carneiro. On the reuse of sls polyamide 12 powder. Materials, 15(16), 2022.*
- [6] *Ning Jiang, Strahinja Dosen, Klaus-Robert Muller, and Dario Farina. Myoelectric control of artificial limbs—is there a need to change focus? [in the spotlight]. IEEE Signal Processing Magazine, 29(5):152–150, 2012.*
- [7] *Nili E. Krausz, Ronald A. L. Rorrer, and Richard F. ff. Weir. Design and fabrication of a six degree-of-freedom open source hand. IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering, 24(5):562–572, 2016.*
- [8] *M. W. Marzke and R. F. Marzke. Evolution of the human hand: approaches to acquiring, analysing and interpreting the anatomical evidence. Journal of anatomy, 197(1):121–140, 2000.*
- [9] *Ranganathan Mohan, B. Das, and Raja Sundaresan. Effect of hardness and surface roughness on slip resistance of rubber. Journal of Testing and Evaluation, 43:20140249, 11 2015.*
- [10] *Akhlaquor Rahman and Adel Al-Jumaily. Design and development of a bilateral therapeutic hand device for stroke rehabilitation. International Journal of Advanced Robotic Systems, 10(12):405, 2013.*
- [11] *Stefan Salminger, Heiko Stino, Lukas H. Pichler, Clemens Gstoettner, Agnes Sturma, Johannes A. Mayer, Michael Szivak, and Oskar C. Aszmann. Current rates of prosthetic usage in upper-limb amputees – have innovations had an impact on device acceptance? Disability and Rehabilitation, 44(14):3708–3713, 2022.*
- [12] *Patrick Slade, Aadeel Akhtar, Mary Nguyen, and Timothy Bretl. Tact: Design and performance of an open-source, affordable, myoelectric prosthetic hand. In 2015 IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA), pages 6451–6456, 2015.*
- [13] *Jelle ten Kate, Gerwin Smit, and Paul Breedveld. 3d-printed upper limb prostheses: a review. Disability and Rehabilitation: Assistive Technology, 12(3):300–314, 2017. PMID: 28152642.*
- [14] *Triwiyanto, Torib Hamzah, Sari Luthfayah, I. Putu Alit Pawana, and Bedjo Utomo. A low cost and open-source anthropomorphic prosthetics hand for transradial amputee. AIP Conference Proceedings, 2202(1):020086, 12 2019.*

MAGNETORHEOLOGICAL BRAKE MASS OPTIMIZATION FOR HYBRID UPPER LIMB ORTHOSIS USED IN ROBOTIC THERAPY

Arthur Torres Caetano

Universidade Federal de Minas Gerais, Graduate Program in Mechanical Engineering, Belo Horizonte, MG, Brazil, arthurtcaetano@ufmg.br

Rina Mariane Alves Dutra

Universidade Federal de São João del-Rei, Center for Innovation, Research and Teaching in Mechatronics, Ouro Branco, MG, Brazil, rina@ufsj.edu.br

Francielle Aparecida da Paz

Universidade Federal de Minas Gerais, Undergraduate Program in Mechanical Engineering, Belo Horizonte, MG, Brazil, franciellepaz@ufmg.br

Guilherme de Paula Rúbio

Universidade Federal de Minas Gerais, Graduate Program in Mechanical Engineering, Belo Horizonte, MG, Brazil, guilhermerubio@ufmg.br

Ricardo Poley Martins Ferreira

Universidade Federal de Minas Gerais, Graduate Program in Mechanical Engineering, Belo Horizonte, MG, Brazil, rpoley@ufmg.br

Claysson Bruno Santos Vimieiro

Universidade Federal de Minas Gerais, Graduate Program in Mechanical Engineering, Belo Horizonte, MG, Brazil, claysson@ufmg.br

Pontifícia Universidade Católica de Minas Gerais, Graduate Program in Mechanical Engineering, Belo Horizonte, MG, Brazil, claysson@pucminas.br

Abstract: This paper presents an optimization approach for a magnetorheological brake (MRB), intended for integration into the elbow joint of a hybrid upper limb orthosis. The orthosis incorporates functional electrical stimulation (FES) applied on the arm muscles to perform the elbow flexion, applied in robot-assisted therapy in post stroke individuals. The optimization process, conducted using MatLab 2022[®] involves both continuous and integer variables, along with nonlinear constraints. The optimization achieved local minimum values for MRB design with 159 g of mass, and energy consumption of 2,45 W, while still delivering the required breaking torque to ensure safety during the therapy.

Key words: Orthosis, Magnetorheological, Brake, Optimization.

1. Introduction

Orthoses are biomechanical devices designed to assist individuals with neuromuscular impairments, whether temporarily or permanently, aiming to restore healthy limb movements (Brazil, 2019). Robotic-assisted therapy using orthoses has shown improved effectiveness (Ferreira et al., 2020). However, these methods require active or semi-active devices utilizing mechanical actuators or incorporating springs and dampers for control (Rubio et al., 2021). Development of active and semi-active orthoses involves addressing weight addition that can hinder wearability, limb movement, and disrupt limb dynamics due to mass distribution disparities, especially in post-stroke patients. Energy consumption is the second key consideration, determining device mobility and reducing reliance on power grids or extensive battery packs.

Magnetorheological (MR) fluids are classified as smart materials capable of altering their yield stress through exposure to a magnetic field (Chen et al., 2010). This phenomenon arises from magnetically sensitive particles dispersed in the fluid, which align with magnetic field lines upon activation, leading to increased viscosity and achieving a quasi-solid state within milliseconds (Ghaffari et al., 2014). In the context of Magnetorheological Brakes (MRBs), the setup involves placing MR fluid between parallel plates. Application of a magnetic field boosts viscosity, intensifying friction at the plate-fluid interface, thereby creating resistance to plate movement (Andrade et al., 2018 and Dutra et al., 2022).

The application of magnetorheological brakes (MRB) in assistive systems has demonstrated remarkable suitability due to their generated braking torque, lightweight design, and low energy consumption compared to electric motors (Gao et al., 2017, Dutra et al., 2022). However, the challenge lies in optimizing the MRB's dimensions due to nonlinearity and multiple variables. Traditional trial-and-error sizing is impractical (Andrade, 2018), but optimization tools can find values that minimize mass and power usage while adhering to constraints.

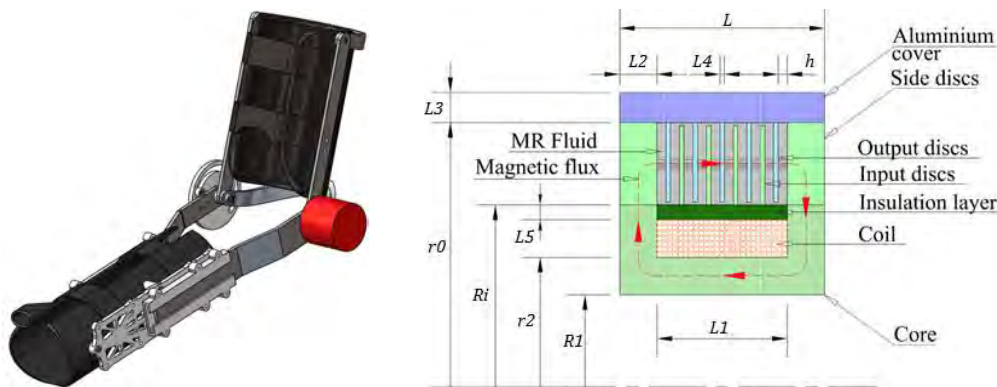
Considering these factors, a hybrid orthosis design is proposed, incorporating functional electrical stimulation (FES) for muscle activation (Ferreira et al., 2022) and optimal magnetorheological brake (MRB) movement control. This MRB position at the orthosis's elbow joint as illustrated in red at Figure 1(left).

2. Mathematical model

The MRB was proposed in a multi discs design, where the MR fluid is interposed between pairs of disks, which are affixed to the inner and outer casings of the MRB, allowing relative rotation between these components. This mechanism is illustrated in Figure 1 (right) (Dutra et al., 2021). An integral component of this arrangement is a coil positioned inside the MRB. When an electric current flows through the coil, it generates a magnetic field that permeates the MR fluid, resulting in an increase of its viscosity, which in turn increases the viscous friction and breaks the disks.

Figure 1

Orthosis design with MRB(left). Multi discs MRB configuration (right).



Note. The right figure was adapted from (Andrade et al. 2018).

The optimization was based on the mathematical description of the problem developed by Andrade et al. (2018), who defined an objective function (*OBJ*) to minimize the mass (M_{MRB}) and power (P_{MRB}) of the MRB, as shown in Equation 1. They also presented calculations for M_{MRB} , P_{MRB} , and torque constraints as described in Section 2.3. The maximum limits for the mass ($M_{MRBmax} = 400g$) and power consumption ($P_{MRBmax} = 20W$) of the MRB were considered as constraints.

$$\min: OBJ(x) = 0,7 \frac{M_{MRB}(x)}{M_{MRBmax}} + 0,3 \frac{P_{MRB}(x)}{P_{MRBmax}} \quad (1)$$

For optimization, three geometric variables were used to parameterize the MRB: $(\mathbf{x}) = (\mathbf{r}_0, \mathbf{r}_2, \mathbf{n})$, where (\mathbf{r}_0) is the stator radius, (\mathbf{r}_2) is the external radius of the MRB core, and (\mathbf{n}) is the number of gaps between the breaking disks, with the first two assuming continuous values and the last only integer values.

2.1 Design Parameters

After determining the design variables, it becomes crucial to establish the constants inherent to the project. These parameters are associated with the materials utilized in the device's construction and are expounded upon in this section. For the fabrication of the Field Magnetorheological (MRB), the working MR fluid selected was MRF 140-DG, supplied by Lord Corporation, with AWG25 wire chosen for coil construction. The core of the MRB was fashioned from SAE1020 steel, while insulating rings, as well as breaking disks, were manufactured from aluminum. Geometric parameters and those of select components are delineated in Table 1.

Table 1

Constant parameters in the MRB design.

Parameter	R_1	R_i	L_3	L_4	L_5	H	CW_d
	(Inner nucleus radius)	(Inner disk radius)	(Aluminum cover thickness)	(Disks thickness)	(Insulation core layer thickness)	(Disks gaps)	(Coil wire diameter)
Value	5 mm	12 mm	2 mm	0,3 mm	2 mm	0,15 mm	0,48 mm

2.2 MRB mass and power consumption calculation

The calculation of the MRB was conducted following the approach established by Andrade et al. (2018), which determines the mass of the MRB through the summation of the masses of its constituent parts: nucleus (M_n), coil (M_c), insulating layer (M_{il}), MR fluid (M), side disk (M_{sd}), breaking disks (M_{bd}), and aluminum casing (M_{ALcast}). The mass is characterized by Equation (2).

$$M_{MRB} - M_n - M_c - M_{il} - M_{MRf} - M_{sd} - M_{bd} - M_{Alcast} = 0 \quad (2)$$

The required power for the activation of the MRB (P_{MRB}) is determined by multiplying the electrical resistance of the coil (R_b), by the square of the current passing through the coil (I) as per Equation (3). The coil's resistance is computed by multiplying the number of coil turns (N_t), by the average coil diameter ($\overline{d_c}$) and the electrical resistance per unit length (R_{fio}), as expressed in Equation (4).

$$P_{MRB} - R_b I^2 = 0 \quad (3)$$

$$R_b = \pi N_t \overline{d_c} R_{fio} \quad (4)$$

Furthermore, the number of turns in the coil (N_t) is acquired by dividing the equivalent reluctance of the electromagnetic circuit (R_{eq}) by the current passing through the coil (I) and the magnetic field (B_{MR}) that traverses the area where the breaking disks are located ($\pi[r_0^2 - R_i^2]$), as depicted in Equation (5) (Gao et al., 2017).

$$N_t = \frac{R_{eq}}{I} \pi (r_0^2 - R_i^2) B_{MR} \quad (5)$$

The equivalent reluctance is computed as the summation of individual reluctances, determined by the magnetic flux passing through the cross-sectional area of each component, as indicated by the red arrows in Figure 1. The individual reluctance is calculated by dividing the length of the path (L_i) traversed within the material by the cross-sectional area (A_i) of the individual section, multiplied by the magnetic permeability of the component (μ_i), as expressed in Equation (6).

$$R_{eq} = \sum \frac{L_i}{\mu_i A_i} \quad (6)$$

2.3 Optimization constraints

For its proper functioning, the MRB must operate in a manner that fulfills specific parameters that constrain its optimization. The primary limitation to which the MRB is subject is the value of breaking torque (T_B) que deve ser gerado. Rubio et al. (2021) established a range of

(4,8 N ≤ T_B ≤ 13 N) as acceptable values for T_B and determined its calculation in Equation (12).

$$T_B - 2\pi N \left[\frac{\tau_y}{3} (r_0^3 - R_i^3) + \frac{\omega \mu_{MR}}{4H} (r_0^4 - R_i^4) \right] = 0 \quad (7)$$

In the previous equation (7), the term (τ_y) represents the torque induced by the magnetic field (B_{MR}) applied to the MR fluid, (ω) is the relative angular velocity between the outer and inner disks of the MRB, and (μ_{MR}) is the dynamic viscosity of the MR fluid. The terms τ_y and μ_{MR} are inherent characteristics of the MR fluid and vary with B_{MR} , as described by Equations (8) and (9), derived from the MR fluid catalog (Fonte). For the calculation of T_B , the substitution of (8) and (9) is performed in Equation (7).

$$\tau_y = -2680B_{MR}^2 + 64407B_{MR} - 1279 \quad (8)$$

$$\mu_{MR} = 3,51 \times 10^{-6} B_{MR}^2 - 1,27 \times 10^{-5} B_{MR} + 1,419 \times 10^{-5} \quad (9)$$

The MRB generates a breaking torque even when the device is turned off (T_{off}), i.e., without a magnetic field traversing the MR fluid. The value of T_{off} is provided by the second term within the brackets of Equation (7), and this value should be less than 0.5 Nm. Other design constraints for the MRB are defined by limits that are predetermined and lack equations to determine their values.

Table 2

Optimization constraints

Constraints	T_B	T_{off}	M_{MRB}	P_{MRB}
Values	4,8 < T_B ≤ 13 Nm	≤ 0,5 Nm	≤ 400 g	≤ 20 W

2.4 Optimization Method

The optimization algorithm implemented in this study utilized the MatLab 2022® Optimization Toolbox, specifically the Optimization Problem functionality. The initial guess values for the optimization variables (x_0) were selected as the midpoints of each variable

range, defined in Equation 10. The intervals defined for variables and constraints, to which the objective function (*OBJ*) is subjected, are shown in Equation 11.

$$x_0 = \begin{cases} r_0 = 28 \text{ mm} \\ r_2 = 8,5 \text{ mm} \end{cases} \quad (10)$$

$$\text{subjected to: } \begin{cases} 17\text{mm} \leq r_0 \leq 39\text{mm}; \\ 7\text{mm} \leq r_2 \leq 10\text{mm}; \\ n \in \mathbb{N} \mid 2 \leq n \leq 50; \\ M_{MRB}(x) - 400\text{g} \leq 0; \\ P_{MRB}(x) - 20\text{W} \leq 0; \\ 4,8 \text{ Nm} < T_B(x) \leq 13 \text{ Nm}; \\ T_{off}(x) - 0,5\text{Nm} \leq 0; \end{cases} \quad (11)$$

Considering the application in orthoses for assisted robotic therapy, conducted in a controlled therapeutic setting, this study focused solely on evaluating the geometric variables, due to their substantial impact on arm movement dynamics. Alongside the variables mentioned above, Andrade et al. (2018) and Dutra et al. (2022) incorporated additional parameters linked to electromagnetic attributes, electric current ($I = 2,5 \text{ A}$) flowing through the coil, and magnetic field ($B_{MR} = 0,7 \text{ T}$) permeating the MR fluid. In this study, both variables were assumed to be at their maximum allowable values, as stipulated in the referenced studies.

3. Results

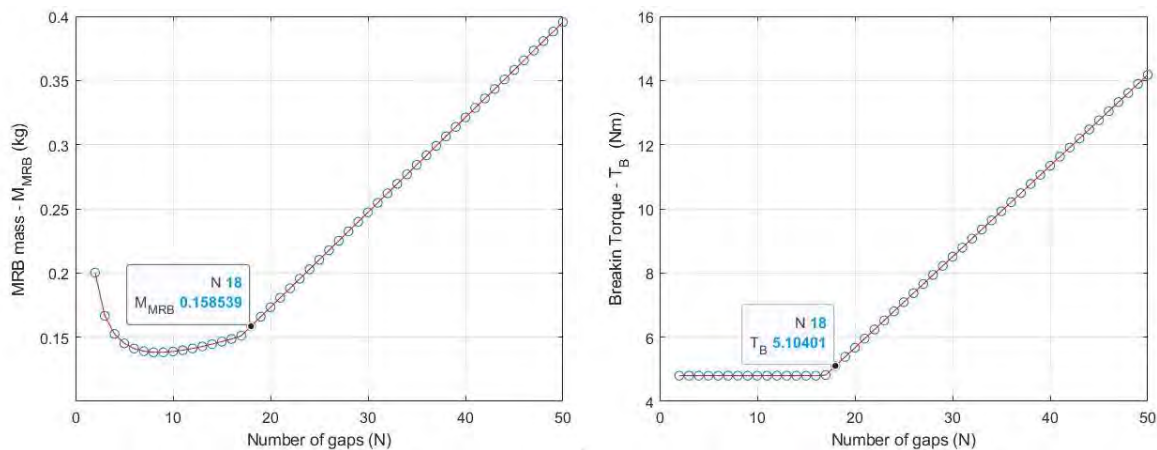
The optimization algorithm was executed using the *fmincon* solver, which relies on the interior-point optimization algorithm and can handle with multiple nonlinear variables and constraints (Nocedal et al., 2014). Due to the inclusion of the integer variable (n), the optimization process was performed for each permissible value of (n), resulting in a total of 49 optimization runs. The outcomes of these optimization runs are shown in Figure 2.

The optimal results obtained for r_0 , r_2 , and n were as follows: $(x) = \{17 \text{ mm}, 7 \text{ mm}, 18 \text{ gaps}\}$. The corresponding value of the evaluated objective function was given by $OBJ(x) = 0,181$. Consequently, the MRB will have mass of $M_{MRB} = 159 \text{ g}$, a power consumption of $P_{MRB} = 2,45 \text{ W}$, a breaking torque of $T_B = 5,1 \text{ Nm}$, turned-off torque of $T_{off} = 0,0024 \text{ Nm}$, and total width of $L = 23,7\text{mm}$.

The optimization problem was executed on a computer equipped with an i5 12500h processor, 32GB of RAM memory, and an Nvidia GPU 3050. The average duration time for the initial execution after software initiation was 9,51 seconds, while subsequent executions were performed in 6,2 seconds on average.

Figure 2

Correlation of Number of gaps (N) and (left): MRB mass (M_{MRB}), and (right) Generated breaking torque (T_B).



4. Discussion

Analyzing the graph in Figure 2 (left), an initial increase in the number of gaps (n) correlates with a reduction in the MRB mass (M_{MRB}). Subsequently, beyond the threshold of 17 gaps, the curve demonstrates linear behavior. Furthermore, Figure 2 (right) highlights a constant breaking torque value of 4,8 Nm – under the minimum limit for breaking torque – until the 17 gaps threshold and afterwards, a linear correlation between the number of gaps (n) and the required power (T_B).

In the studies conducted by Dutra et al. (2022) and Andrade et al. (2018), the optimized MRBs were designed for use in wrist and knee prostheses, respectively. In these cases, the designed MRB is limited by the total mass of the prosthesis, which should approximate that of a healthy limb, and by the demanded power, which is more relevant as it affects the greater portability of the prosthesis. The orthosis, on the other hand, due to the user's health condition

and temporary application in robotic therapy, has a greater demand for optimization of its mass than the consumed power, justifying the use of fixed electromagnetic parameters.

5. Conclusion

The proposed optimization returns admissible and plausible values for the construction of the MRB, meeting the design constraints, even with less variables than previous works. Repeated execution of the optimization considering an integer variable is feasible and does not require significant computation time. However, for a complete validation of the MRB optimization, the consequences of variations in electromagnetic properties should be evaluated.

6. Acknowledgments

The authors thank the Universidade Federal de Minas Gerais, the Laboratório de Bioengenharia (LabBio) and the Graduate Program in Mechanical Engineering for the support to carry out this project. We also acknowledge our funders Financiadora de Estudos e Projetos (FINEP), Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de Minas Gerais (FAPEMIG), Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior (CAPES): finance code 001, and Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico (CNPq) [2023345/2019-3].

7. References

- [1] Brazil, Ministry of Health. (2019). Guide for prescribing, granting, adapting and maintaining orthoses, prostheses and axillary means of locomotion (in Portuguese). Brasília, Federal District. Available in: https://bvsms.saude.gov.br/bvs/publicacoes/guia_manutencao_orteses_proteses_auxiliares_locomocao.pdf
- [2] J. Z. Chen, W. H. Liao. (2010). Design, testing and control of a magnetorheological actuator for assistive knee braces. *Smart Materials and Structures*. 19(3),035029. doi:10.1088/0964-1726/19/3/035029
- [3] F. M. R. M. Ferreira, G. d. P. Rúbio, F. H. d. L. Brandão, A. M. d. Mata, N. B. C. d. Avellar, J. P. F. Bonfim, L. G. Tonelli, T. G. Silva, R. M. A. Dutra, A. M. V. N. V. Patten, C. B. S. Vimieiro. (2020) Robotic Orthosis for Upper Limb Rehabilitation. *Proceedings 2020*. 64(1):10. doi:10.3390/IeCAT2020-08519

- [4] F. M. R. M. Ferreira, G. d. P. Rúbio, R. M. A. Dutra, M. V. N. V. Patten, C. B. S. Vimieiro. (2022) Development of portable robotic orthosis and biomechanical validation in people with limited upper limb function after stroke. *Robotica*, 40(12), 4238-4256. Doi: 10.1017/S0263574722000881
- [5] G. d. P. Rúbio, R. M. A. Dutra, A. M. d. Mata, J. P. F. Bonfim, C. B. S. Vimieiro. (2021) Elbow module validation of a robotic orthosis for stroke rehabilitation. In: 26th International Congress of Mechanical Engineering, 2021, Florianópolis. Proceedings of the 26th International Congress of Mechanical Engineering, 2021.
- [6] A. Ghaffari, S. H. Hashemabadi and M. Ashtiani. (2016) A review on the simulation and modeling of magnetorheological fluids. *Journal of Intelligent Material Systems and Structures*. 26(8),881-904. doi: 10.1177/1045389X14546650
- [7] Gao, F., Liu, Y.-N., & Liao, W.-H. (2017). Optimal design of a magnetorheological damper used in smart prosthetic knees. *Smart Materials and Structures*, 26(3), 035034. doi:10.1088/1361-665x/aa5494
- [8] J. Nocedal, F. Öztoprak, Richard A. Waltz. (2014) An Interior Point Method for Nonlinear Programming with Infeasibility Detection Capabilities. *Optimization Methods & Software* 29(4), July 2014, pp. 837–854. doi: 10.1080/10556788.2013.858156
- [9] R. M. Andrade, A. B. Filho, C. B. S. Vimieiro, M. Pinotti. (2018) Optimal design and torque control of an active magnetorheological prosthetic knee. *Smart Materials and Structures*. 27(10):105031. doi:10.1088/1361-665X/aadd5c
- [10] R. M. A. Dutra, F. M. R. M. Ferreira, D. d. P. Rúbio, J. V. F. M. Pereira, R. M. d. Andrade, C. B. S. Vimieiro. (2022) Design of magnetorheological brake for forearm rotation of a wrist prosthesis. *IEEE Int Conf Rehabil Robot*. (1)6. doi:10.1109/ICORR55369.2022.9896503. PMID: 36176174.

PROPOSTA DE UM SISTEMA PARA REABILITAÇÃO DE MEMBROS SUPERIORES COMBINANDO IMAGÉTICA MOTORA, JOGO SÉRIO COM IMERSÃO VIRTUAL E ESTIMULAÇÃO ELÉTRICA FUNCIONAL

**André Felipe Correia de Oliveira¹, Alex Batista da Costa¹, Thayse Saraiva de Albuquerque¹,
Fábio Ricardo de Oliveira Galvão², Caroline Cunha do Espírito Santo¹, André Felipe Oliveira
de Azevedo Dantas¹, Denis Delisle-Rodriguez¹**

¹Programa de Pós Graduação em Neuroengenharia, Instituto Internacional de Neurociências
Edmond e Lily Safra, Instituto Santos Dumont, Macaíba, Brasil

²Programa de Residência Multiprofissional no Cuidado à Saúde da Pessoa com Deficiência, Centro
de Educação e Pesquisa em Saúde Anita Garibaldi, Instituto Santos Dumont, Macaíba, Brasil
E-mails: andre.oliveira@edu.isd.org.br, alex.costa@edu.isd.org.br,
thayse.albuquerque@edu.isd.org.br, fabio.galvao@isd.org.br, caroline.santo@isd.org.br,
andre.dantas@isd.org.br, denis.rodriguez@isd.org.br

Resumo: *Este estudo tem como objetivo o desenvolvimento de um sistema baseado na imagética motora (IM), jogo sério em realidade virtual (RV), e estimulação elétrica funcional (EEF) para promover a restauração funcional de membros superiores em pacientes com lesão medular espinal. Usando a plataforma OpenViBE e scripts em Python, foi desenvolvido um sistema que comunica e comanda o jogo sério proposto em ambiente de realidade virtual e um dispositivo de EEF multicanal. O sistema proposto foi bem-sucedido em testes realizados com dois indivíduos saudáveis, coletando os dados de eletroencefalografia, os quais foram analisados no domínio da frequência com o objetivo de verificar o efeito sobre a região motora C3, responsável pelo controle dos movimentos do membro superior direito. A transformada rápida de Fourier foi aplicada para calcular a potência média nas bandas mu (8-12 Hz) e beta (13-30 Hz) para entender como a IM sem RV e IM com RV promovem a modulação cortical na região de interesse, e conseqüentemente melhora a plasticidade.*

Palavras chave: *Estimulação Elétrica Funcional; Imagética Motora; Jogos Sérios, Neuroreabilitação.*

Abstract: *This study aims to develop a system based on motor imagery (MI), a serious game in virtual reality (VR), and functional electrical stimulation (FES) to promote functional restoration of upper limbs in patients with spinal cord injury. Using the OpenViBE platform and Python's scripts, a system was developed to communicate and control the proposed serious game in a virtual reality environment and a multi-channel FES device. The proposed system was successful in tests conducted with two healthy individuals, collecting electroencephalography data, which were analyzed in the frequency domain to assess the effect on the C3 motor region responsible for controlling movements of the right upper limb. Fast Fourier Transform was applied to calculate the average power in the mu (8-12 Hz) and beta (13-30 Hz) bands to understand how MI without VR and MI with VR modulate cortical activity in the region of interest, consequently enhancing plasticity.*

Keywords *Functional Electrical Stimulation; Motor Imagery; Neuro-rehabilitation; Serious Games.*

1. Introdução

Em indivíduos com lesão medular espinal classificados com tetraplegia, a restauração funcional de membros superiores, especificamente a mão, torna-se uma das prioridades. A incapacidade de realizar atividades de vida diária (AVD) ou se expressar por meio de gestos ou toques pode repercutir em prejuízos em sua qualidade de vida [1]. Diante da necessidade de abordagens de reabilitação mais eficazes e adaptadas ao paciente para maximizar o resultado funcional, bem como a qualidade de vida dos pacientes, estudos associando técnicas não invasivas como eletroencefalografia (EEG), estimulação elétrica funcional (EEF) e imagética motora (IM) são descritos na literatura com efeitos positivos referentes a reabilitação motora [7, 6]. O uso da Imagética Cinestésica (IMC), descrita como a capacidade de imaginar a realização de um movimento sem executá-lo e imaginando sensações hápticas sentidas durante o movimento real (ou seja, tátil, proprioceptivo e cinestésico), é capaz de modular os ritmos mu (8-12 Hz) e beta (13-30 Hz) [2, 6]. Além disso, o uso da realidade virtual (RV) e jogos sérios, com a capacidade de imergir o paciente em cenários que facilitam o engajamento e ilusão, melhoram a execução da IMC, a modulação de ritmos corticais sobre regiões de interesse e o nível de atenção [3]. Como resultado, estas estratégias podem contribuir para melhora da motivação do indivíduo para com o tratamento e conseqüentemente, diminuir o tempo de reabilitação do paciente [8]. Quando combinada à EEF pode ter um impacto maior na plasticidade cerebral e no aprendizado motor do que essas técnicas aplicadas isoladamente.

O presente estudo visa desenvolver e testar em uma primeira fase, um sistema capaz de promover modulação cortical na região motora dos membros superiores por meio da IMC, jogo sério em RV e EEF.

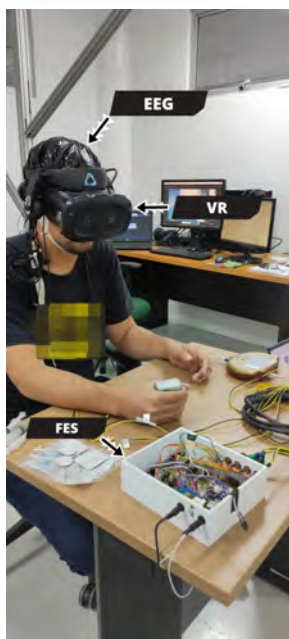
2. Materiais

Um aparelho de EEF com 8 canais independentes [4] desenvolvido no Instituto Internacional de Neurociências Edmond e Lily Safra foi usado para reproduzir movimentos de membros superiores, especificamente a tarefa de pegar e soltar um pequeno objeto. A EEF é uma técnica que envolve o uso de eletrodos dispostos sobre a superfície da pele para aplicação de pulsos elétricos. Estes pulsos despolarizam o nervo motor repercutindo em contração involuntária das fibras musculares, gerando movimento funcional.

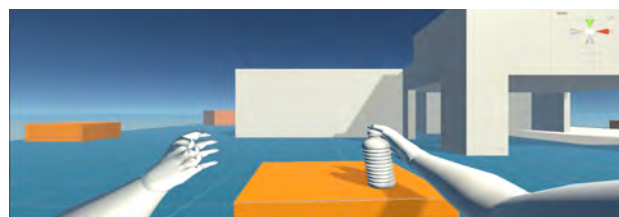
O equipamento comercial V-Amp 16 (Brain Products) foi usado para registrar a atividade cerebral, enquanto o software OpenViBE foi utilizado para comunicar com o V-Amp 16, e coletar os sinais de eletroencefalograma (EEG). O OpenViBE é uma plataforma de software de código aberto para projetar, testar e usar sistemas baseados em máquinas de aprendizagem, como as interfaces cérebro-computador. O OpenViBE permite a comunicação em tempo real através de streams dados com outros softwares, sistemas em ambientes reais e virtuais e e scripts de Python.

Um computador marca DELL, sistema operacional Windows 11 pro versão 22H2, processador 11th Gen Intel[®] Core[™] i7-11800H e, 2.30 GHz, memória RAM 16,0GB é usado para realizar o processamento dos dados.

Um óculos de realidade virtual comercial (HTC Vive PRO) também foi utilizado, o qual funciona através da Steam VR.



(a) Apresentação dos dispositivos EEG, óculos de Realidade Virtual e do EEF.



(b) Ambiente de realidade virtual para tarefas funcionais.



(c) Ilustração do sistema de conexão entre o laptop, os óculos de realidade virtual e o EEG, incluindo a transmissão de sinais para a ativação do EEF.

Figure 1: Sistema de neuroreabilitação de membros superiores

3. Métodos

3.1 Sistema desenvolvido

O sistema proposto tem por objetivo possibilitar a reabilitação de membros superiores a partir de sinais de EEG, do controle da EEF e de um ambiente de RV que promove o controle do movimento de um avatar. A Figura 1(a) apresenta a montagem experimental, onde vemos em destaque o óculos de RV, a touca de EEG e o dispositivo de EEF. A Figura 1(b) apresenta o ambiente proposto de RV que foi desenvolvido no Unity, ferramenta que permite o desenvolvimento de jogos 3D e a conexão com o óculos de RV (HTC Vive Pro).

A Figura 1(c) apresenta as vias de comunicação do ambiente de RV com o EEG e o dispositivo wireless de EEF. O ambiente proposto permite executar atividades funcionais de membros superiores, como o exemplo da Figura 1(b), onde é exibido o movimento de agarrar uma garrafa. Por meio de socket UDP (do inglês User Datagram Protocol), também desenvolvido com o Unity com a linguagem de programação C#, são enviados comandos que sincronizam os inícios da animação e eletroestimulação.

Os sinais de EEG são então exportados do OpenViBE com Lab Streaming Layer (LSL) e o fluxo síncrono pode ser acessado em tempo real com um script em Python. O Python recebe o stream do LSL, com representação de tempo do OpenViBE, e um arranjo de todos os valores de canais correspondentes a cada instante de tempo.

Usando como referência os valores de tempo da aquisição de dados no OpenViBE, é calculada a variação do tempo e enviado um comando para o dispositivo eletroestimulador para iniciar a estimulação alinhada temporalmente com o sinal de EEG. Os comandos são enviados para o dispositivo eletroestimulador através do protocolo de comunicação Message Queuing Telemetry Transport (MQTT). Cada dispositivo EEF é controlado por um ESP32, que recebe uma mensagem em formato

JavaScript Object Notation (JSON) através do MQTT, que representa a intensidade para cada um dos 4 canais. Cada ESP32 pode ser usado para estimular um dos membros, estimulando simultaneamente até quatro canais. Em seguida o script de Python envia o comando para o jogo sério desenvolvido que inicia a animação no óculos de RV, fornecendo um feedback visual de uma mão agarrando uma garrafa, para auxiliar os usuários com dificuldade de executar tarefas de imaginação motora. A Figura 1(c) apresenta o sistema desenvolvido para promover modulação cortical durante o controle motor de membros superiores.

3.2 Protocolo experimental

Para verificar a viabilidade da realização do objetivo proposto, apenas dois indivíduos adultos do sexo masculino, idade de 19 e 25 anos, sem nenhuma queixa clínica ou sob uso de medicação, participaram do estudo. Ambos apresentavam visão normal ou corrigida para normal. O estudo foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa do Instituto Santos Dumont (ISD)-Brasil, com código CAAE 53127921.2.0000.0129, e conduzido de acordo com a Declaração de Helsinque de 1964.

Cada voluntário foi posicionado sentado em uma cadeira de forma confortável com os antebraços em posição neutra apoiados em uma bancada para início da higienização da pele e do couro cabeludo com utilização do álcool 70%. A esfoliação do couro cabeludo com abrasivo electroconductive gel (EasyCAP) também foi realizada, com a finalidade de manter a impedância na área de contato dos eletrodos abaixo de 10 k Ω . Em seguida, para aquisição dos sinais de EEG foi utilizada uma touca de 64 eletrodos (actiCAP Xpress da Brain Products) dispostos de acordo com o sistema internacional 10/20 nas localizações F3, F4, FC1, FC2, C4, C3, Cz, CP2, CP1, P4, Pz e P3. Os eletrodos de referência (REF) e terra (GND) foram colocados sobre Fpz e Fz, respectivamente. Os sinais de EEG foram adquiridos através do V-Amp 16 na faixa de frequência de DC a 320 Hz, e amostragem de 512 Hz.

Os eletrodos autoadesivos com tamanho 5 cm \times 5 cm para EEF foram posicionados sobre os pontos motores dos músculos flexor superficial e profundo dos dedos, músculo flexor longo do polegar e músculo flexor ulnar do carpo. Por meio de uma tela de calibração do eletroestimulador, realizou-se o ajuste manual de cada intensidade de estimulação oferecida nos canais de EEF até o ponto de contração ideal para o movimento. As informações de intensidade foram registradas para iniciar de forma automática nas próximas etapas. As configurações de eletroestimulação durante a intervenção foram: frequência de 50 Hz, largura de pulso de 200 μ s e amplitude da (duty cycle) variando entre 8 e 30%, tempo (On) de 5 s e tempo (Off) de 5 s.

Dividida em quatro condições, a coleta foi realizada somente com os movimentos de preensão palmar do membro superior direito. As condições foram: (1) Condição basal (BL): solicitou-se ao voluntário permanecer em repouso por 2 min evitando realizar IM ou movimento real, (2) Condição EEF: efetuou-se a eletroestimulação para a flexão de punho e dedos por 5 s, (3) Condição EEF+IM sem RV: efetuou-se a eletroestimulação para a flexão de punho e dedos por 5 s, enquanto o sujeito realiza a IM junto aos movimentos involuntários recebidos, (4) Condição EEF+IM+RV: efetuou-se a eletroestimulação para a flexão de punho e dedos por 5 s, enquanto o sujeito realiza a IM junto aos movimentos involuntários recebidos e recebia feedback visual usando um óculos de realidade virtual. Todas as condições tiveram 30 repetições cada, excetuando-se a condição BL.

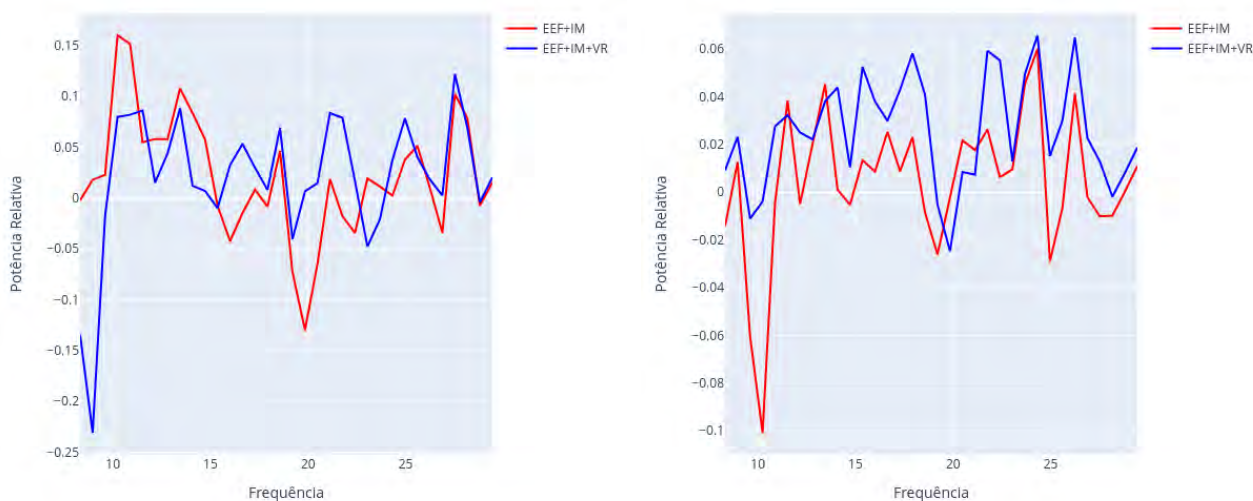
3.3 Análise de dados

A análise dos dados de EEG coletados foi realizada com o Python, fazendo o janelamento usando as marcações dos estímulos. Um filtro passa banda (Butterworth, ordem 2) na faixa de frequência

de 8 a 30 Hz foi aplicado, seguido de um filtro espacial CAR (do inglês *Common Average Reference*). Com o sinal de controle do estímulo, foi possível identificar os instantes que a EEF estava ligada/desligada. Optou-se por usar somente os 2 s iniciais após a eletroestimulação, tendo assim um total de 30 janelas de 2 s para cada uma das 3 condições, com a aplicação da EEF, estudadas. Foi estimado então, para o canal C3, a densidade espectral de potência usando o método de Welch. O método Welch calcula a estimativa criando segmentos sobrepostos do sinal, e calculando a média dos espectros desses segmentos.

3.4 Resultados

A Figura 2 apresenta a comparação dos espectros de potência médios das condições onde a IM está sendo aplicada, subtraindo-se da potência média da fase onde tem exclusivamente a EEF, para cada participante. Inicialmente as duas condições apresentam espectros distintos para os dois participantes. Na banda mu entre as frequências 8 e 12 Hz os sinais apresentam uma queda na amplitude em todas as condições onde temos a IM, um dos resultados que era esperado.



(a) Participante 1

(b) Participante 2

Figure 2: Comparação das potências relativas no domínio da frequência do canal C3

É importante notar também que a IM parece influenciar a banda beta entre a faixa de 19 a 21 Hz, apesar da condição de EEF+IM no participante 1 exibir um pico muito claro nessa faixa e a condição EEF+IM+VR ter um pico menos acentuado. Essa modulação nas ondas beta parece ocorrer também no participante 2 tendo um pequeno deslocamento do ponto mínimo local no eixo x que representa a frequência.

3.5 Discussão

A realidade virtual em processos de neuroreabilitação vem ganhando um maior destaque nos últimos tempos, principalmente em reabilitação com pessoas com restrição de movimentos dos membros, como pacientes com lesão medular espinal. O uso de um jogo sério através do controle de um avatar pela IM, abre a possibilidade para a coleta de dados para o desenvolvimento de interfaces cérebro-máquina capazes de controlar dispositivos usados em processos clássicos de reabilitação com atu-

adores robóticos de membros inferiores, como um andador robótico disponível comercialmente [5] ou dispositivos de eletroestimulação [7].

4. Conclusões

O uso da RV junto com o EEG gera artefatos nos sinais elétricos advindos da atividade cerebral adquiridos na superfície do escalpo. Além disso, como demonstrado através do espectro de potência relativo não é tão simples identificar dentro dos sinais cerebrais um único padrão que caracterize a inserção da RV, sendo necessário o uso de algoritmos estatísticos mais robustos para a classificação da IM nesse ambiente. Por fim, para o sistema ser capaz de gerar comandos de controle para máquinas inseridas no processos de reabilitação, como é o caso do dispositivo de EEF, são necessárias também novas coletas para a criação de uma base de dados robusta, onde seja possível remover artefatos advindos dos múltiplos estímulos presentes no sistema, e por fim classificar a atividade de IM.

5. Referências

- [1] Valéria Baldassin and Helena Eri Shimizu. *Como as tecnologias assistivas para acesso a computadores podem ajudar as pessoas com lesão medular?* Research, Society and Development, 11(2):e9711219793–e9711219793, 2022.
- [2] Ambra Bisio, Michela Bassolino, Thierry Pozzo, Nicole Wenderoth, et al. *Boosting action observation and motor imagery to promote plasticity and learning*, 2018.
- [3] Alicia Cuesta-Gómez, Patricia Sánchez-Herrera-Baeza, Edwin Daniel Oña-Simbaña, Alicia Martínez-Medina, Carmen Ortiz-Comino, Carlos Balaguer-Bernaldo-de Quirós, Alberto Jardón-Huete, and Roberto Cano-de-la Cuerda. *Effects of virtual reality associated with serious games for upper limb rehabilitation in patients with multiple sclerosis: Randomized controlled trial*. Journal of neuroengineering and rehabilitation, 17:1–10, 2020.
- [4] Túlio Fernandes De Almeida, Luiz Henrique Bertucci Borges, and André Felipe Oliveira de Azevedo Dantas. *Development of an iot electrostimulator with closed-loop control*. Sensors, 22(9):3551, 2022.
- [5] Ana RC Donati, Solaiman Shokur, Edgard Morya, Debora SF Campos, Renan C Moioli, Claudia M Gitti, Patricia B Augusto, Sandra Tripodi, Cristhiane G Pires, Gislaíne A Pereira, et al. *Long-term training with a brain-machine interface-based gait protocol induces partial neurological recovery in paraplegic patients*. Scientific reports, 6(1):30383, 2016.
- [6] Sébastien Rimbart, Nathalie Gayraud, Laurent Bougrain, Maureen Clerc, and Stéphanie Fleck. *Can a subjective questionnaire be used as brain-computer interface performance predictor?* Frontiers in human neuroscience, 12:529, 2019.
- [7] Aurelie Selfslagh, Solaiman Shokur, Debora SF Campos, Ana RC Donati, Sabrina Almeida, Seidi Y Yamauti, Daniel B Coelho, Mohamed Bouri, and Miguel AL Nicoletis. *Non-invasive, brain-controlled functional electrical stimulation for locomotion rehabilitation in individuals with paraplegia*. Scientific reports, 9(1):6782, 2019.



- [8] *Catarina Vieira, Carla Ferreira da Silva Pais-Vieira, João Novais, André Perrotta, et al. Serious game design and clinical improvement in physical rehabilitation: systematic review. JMIR Serious Games, 9(3):e20066, 2021.*

ESTABILIDAD CUADRÁTICA MEDIA DE UN EXOESQUELETO DE MIEMBRO INFERIOR

Andres L. Jutinico

Universidad Distrital Francisco José de Caldas, Colombia, aljutinicoa@udistrital.edu.co

David Sebastián Rodríguez

Universidad Distrital Francisco José de Caldas, Colombia, dsrodriguezj@correo.udistrital.edu.co

Jonnathan Andres Sandino

Universidad Distrital Francisco José de Caldas, Colombia, jasandinoa@udistrital.edu.co

Adriano A. G. Siqueira

University of São Paulo, Brazil, siqueira@sc.usp.br

Felix M. Escalante

São Paulo State University, Brazil, felix.escalante@unesp.br

Resumen: *En este artículo se realiza el análisis de estabilidad para un exoesqueleto de miembro inferior que utiliza un control Markoviano de torque y un control de impedancia. Se compara el efecto del control de torque en la estabilidad, utilizando un regulador lineal cuadrático y un regulador robusto para sistemas lineales sujetos a saltos Markovianos. Los resultados indican que con el regulador robusto se alcanzan mayores rangos de estabilidad. Adicionalmente, el análisis realizado permite determinar el rango de la impedancia virtual del controlador.*

Palabras clave: *Estabilidad complementaria, control Markoviano, control de impedancia, interacción humano robot.*

Abstract: *This article deals with the stability analysis of a lower limb exoskeleton using Markovian torque and impedance control. The effect of torque control on stability is compared using a linear quadratic regulator and a robust regulator for discrete-time Markov jump linear systems. The results indicate that higher stability ranges are achieved with the robust regulator. Additionally, the analysis allows for determining the range of the virtual impedance of the controller.*

Keywords: *Complementary stability, Markovian control, impedance control, human-robot interaction.*

1. Introducción

Los sistemas robóticos para rehabilitación del caminar basados en actuadores elásticos en serie (SEA¹) deben usar un lazo de control de torque explícito, que garantice estabilidad y desempeño, a pesar de variabilidad en la biomecánica de los usuarios [7]. De tal manera un excelente control de torque debe permitir al robot alcanzar un grado de transparencia satisfactorio. No obstante, estos sistemas robóticos median la interacción con el humano a partir de controles de impedancia, los cuales también tienen efecto en la estabilidad del sistema de interacción humano-robot (HRI²). Por

¹De sus siglas en ingles: Series Elastic Actuator

²De sus siglas en ingles: Human–robot interaction

lo tanto, en este artículo se trata el análisis de estabilidad para un exoesqueleto de miembro inferior basado en SEA, considerando la interacción entre el humano y el robot, mediante un control de impedancia y un control Markoviano de torque. Para mostrar el efecto del control de torque y el control de impedancia en el sistema, se realizan diversas simulaciones con un control de torque Markoviano de tipo nominal y uno robusto, y se determina el correspondiente radio espectral. Los fundamentos teóricos sobre sistemas lineales sujetos a saltos Markovianos (MJLS³), incluyendo el análisis de estabilidad cuadrática media (MSS⁴) se pueden encontrar en [3]. En este mismo libro se explica el regulador lineal cuadrático nominal para este tipo de sistemas (LQR-DMJLS). El regulador robusto para sistemas lineales de tiempo discreto sujetos a saltos Markovianos (RR-DMJLS) fue introducido por Cerri y Terra en [2]. Así mismo, la validación experimental de este tipo de reguladores robustos se puede encontrar en [4, 5, 7], entre otros. Particularmente, en [5] se implementó un control de torque mediante un RR-DMJLS y un control de impedancia para un exoesqueleto robótico, sin embargo no se discute sobre los rangos de estabilidad del sistema. El concepto de estabilidad complementaria para sistemas HRI sujetos a incertidumbres limitadas fue presentado por Buerger y Hogan en [1]. En este artículo los autores también describen la estabilidad acoplada, en el cual la interacción que realiza el robot (impedancia) se realiza con un ambiente pasivo nominal denominado admitancia. Finalmente, los conceptos de estabilidad acoplada y complementaria para DMJLS son introducidos en [6].

2. Sistema de interacción humano-robot

Considere el sistema HRI presentado en la Figura 1, el cual consiste de un exoesqueleto robótico, acoplado a un usuario por medio de un SEA. El modelo dinámico del sistema fue descrito en [5] y está expresado en (1) y (2). Donde, \bar{x} es el vector de variables de estado, las cuales son el torque del robot



Figura 1: Sistema HRI.

$$\begin{bmatrix} \ddot{\tau}_{out} \\ \dot{\tau}_{out} \\ \dot{\phi}_l \end{bmatrix} = \underbrace{\begin{bmatrix} -\left(\frac{B_l(t)}{J_l(t)}\right) & -\left(\frac{K_s(J_l(t)-J_r)+J_r K_l(t)}{J_r J_l(t)}\right) & 0 \\ 1 & 0 & 0 \\ -\frac{1}{K_s} & 0 & 0 \end{bmatrix}}_{F_i} \underbrace{\begin{bmatrix} \dot{\tau}_{out} \\ \tau_{out} \\ \phi_l \end{bmatrix}}_{\bar{x}} + \underbrace{\begin{bmatrix} K_s \left(\frac{NB_r J_l(t)+J_r B_l(t)}{NJ_r J_l(t)}\right) \\ 0 \\ \frac{1}{N} \end{bmatrix}}_{B_i} \underbrace{\omega_m}_u + \begin{bmatrix} \frac{K_s}{J_l(t)} & \frac{K_s}{J_l(t)} \\ 0 & 0 \\ 0 & 0 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} G(\phi_l) \\ \tau_{int} \end{bmatrix}, \quad (1)$$

$$\underbrace{\begin{bmatrix} \omega_l \\ \phi_l \end{bmatrix}}_z = \underbrace{\begin{bmatrix} \frac{1}{K_s} & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}}_{C_2} \begin{bmatrix} \dot{\tau}_{out} \\ \tau_{out} \\ \phi_l \end{bmatrix} + \underbrace{\begin{bmatrix} \frac{1}{N} \\ 0 \end{bmatrix}}_{D_2} \omega_m. \quad (2)$$

τ_{out} , su primera derivada $\dot{\tau}_{out}$ y el ángulo de la rodilla ϕ_l . La acción de control u es la velocidad angular del motor ω_m . Las variables de interacción son la velocidad angular de la rodilla ω_l y la

³De sus siglas en ingles: Markov jump linear systems

⁴De sus siglas en ingles: Mean-square stability

Tabla 1: Parámetros de diseño que comparten el LQR-DMJLS y el RR-DMJLS

$$Q_{i,k} = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 250 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 10^7 \end{bmatrix}, \mathbb{P} = [p_{i,j}] = \begin{bmatrix} 0.9903 & 0.0097 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0.9947 & 0.0053 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0.9956 & 0.0044 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0.9895 & 0.0105 \\ 0.0053 & 0 & 0 & 0 & 0.9947 \end{bmatrix}, \\
 R_{i,k} = 0.5, P_i(N) = I_4 \cdot 10^{10},$$

$[\delta\mathcal{F}_{i,k} \ \delta\mathcal{B}_{i,k}] = [0 \ 0]$. En este sentido el RR-DMJLS considera los parámetros $\mu = 10^{12}$, $\lambda = 10^{12}$ y las incertidumbres definidas en (5) con lo cual se obtiene robustez, lo anterior de acuerdo con [5].

$$\left. \begin{aligned} E_{F_{1,k}} &= [-120 \ -2100 \ 425 \ 18135], \\ E_{F_{2,k}} &= [-60 \ 1725 \ 445 \ 24960], \\ E_{F_{3,k}} &= [-40 \ -1500 \ 380 \ 26137.5], \\ E_{F_{4,k}} &= [-50 \ -1300 \ 420 \ 16000], \\ E_{F_{5,k}} &= [-40 \ -2600 \ 470 \ 25000], \end{aligned} \right\} \begin{aligned} H_{i,k} &= [10 \ 10 \ 10 \ 10]^T \\ E_{B_{i,k}} &= -5 \end{aligned} \quad \text{para } i \in \{1, 2, 3, 4, 5\}. \tag{5}$$

El control de impedancia considerado en este artículo se define como sigue:

$$\tau_k^d = B_v(\omega_{ik}^d - \omega_{ik}) + K_v(\phi_{ik}^d - \phi_{ik}), \tag{6}$$

donde τ_k^d es el torque deseado, ϕ_{ik}^d es la trayectoria deseada de la carga, y ω_{ik}^d es la velocidad deseada. Además, K_v y B_v son la rigidez y amortiguamiento virtuales, respectivamente.

3. Analisis de Estabilidad

Considere el sistema dinámico descrito en las ecuaciones (1), (2), (3) y (4), donde, la velocidad y la trayectoria son definidas por $z_k = [\omega_{ik} \ \phi_{ik}]^T$. Además, admita el la acción de control $u_k = K_{i,k}x_k$ dada por los algoritmos de control LQR-DMJLS y RR-DMJLS. De acuerdo con las ecuaciones (3) y (6) se tiene que,

$$x_{k+1} = [\mathcal{F}_{i,k} + \mathcal{B}_{i,k}K_{i,k} + \delta\mathcal{F}_{i,k} + \delta\mathcal{B}_{i,k}K_{i,k}] x_k + B_{r_k} [B_v(\omega_{ik}^d - \omega_{ik}) + K_v(\phi_{ik}^d - \phi_{ik})], \tag{7}$$

note que, $z_k = [C_2 + D_2K_{i,k}] x_k$, por lo tanto, después de algunas manipulaciones algebraicas se obtiene la siguiente ecuación de lazo cerrado:

$$x_{k+1} = [\mathbb{A}_{1i,k} + \mathbb{A}_{2i,k} + \mathbb{A}_{3i,k}] x_k + B_{r_k} [B_v \ K_v] \begin{bmatrix} \omega_{ik}^d \\ \phi_{ik}^d \end{bmatrix}, \tag{8}$$

con sus matrices auxiliares definidas por,

$$\mathbb{A}_{1i,k} = [\mathcal{F}_{i,k} + \mathcal{B}_{i,k}K_{i,k}], \mathbb{A}_{2i,k} = [\delta\mathcal{F}_{i,k} + \delta\mathcal{B}_{i,k}K_{i,k}], \mathbb{A}_{3i,k} = B_{r_k} [-B_v - K_v] [C_2 + D_2K_{i,k}]. \tag{9}$$

Por lo tanto, la MSS con el LQR-DMJLS está dada por:

$$i) r_{\sigma}(\mathbb{A}_{1i,k} + \mathbb{A}_{2i,k} + \mathbb{A}_{3i,k}) \leq 1, \quad (10)$$

donde, $r_{\sigma}(\cdot)$ es el radio espectral (para mas detalles ver [3]). Por otro lado la MSS con el RR-DMJLS está dada por:

$$ii) r_{\sigma}(\mathbb{A}_{1i,k} + \mathbb{A}_{3i,k}) \leq 1, \quad (11)$$

lo anterior, dado que de acuerdo con [2] el RR-DMJLS consigue cancelar las incertidumbres del sistema, bajo la selección adecuada de las incertidumbres limitadas en (4), esto es:

$$\mathbb{A}_{2i,k} = [\delta\mathcal{F}_{i,k} + \delta\mathcal{B}_{i,k}K_{i,k}] = H_{i,k}\Delta_{i,k} [E_{F_{i,k}} + E_{B_{i,k}}K_{i,k}] = 0. \quad (12)$$

3.1 Resultados

De acuerdo con (10) y (11) se realizaron los cálculos del radio espectral para las dos estrategias de control presentadas anteriormente. Para esto, se asumió que en el modelo (1) los parámetros de inercia, amortiguamiento y rigidez del humano varían modificando a su vez, los parámetros de carga y por tanto la admitancia del ambiente, donde $J_{l,i} = J_{r,i} + J_{h,i}$, $B_{l,i} = B_{r,i} + B_{h,i}$, $K_{l,i} = K_{h,i}$. Para esto, se usaron los parámetros nominales $J_{h,i}$, $B_{h,i}$ y $K_{h,i}$ definidos en [5] y distribuciones normales de la variación de los parámetros inciertos de la siguiente forma: $\mathcal{N}_J\{\mu_{J_{h,i}} = J_{h,i}, \sigma_{J_{h,i}}^2 = (0.1)^2\}$, $\mathcal{N}_B\{\mu_{B_{h,i}} = B_{h,i}, \sigma_{B_{h,i}}^2 = (0.2)^2\}$, $\mathcal{N}_K\{\mu_{K_{h,i}} = K_{h,i}, \sigma_{K_{h,i}}^2 = (0.2)^2\}$. Adicionalmente, se variaron los valores de K_v entre 0 y 100 y los valores de B_v entre 0 y 13. Los resultados al calcular r_{σ} para el LQR-DMJLS y el RR-DMJLS pueden verse en las Figuras 3a y 4a, respectivamente. Además en las Figuras 3b y 4b, se puede observar el rango de estabilidad para los dos controladores, es decir los valores de K_v y B_v para los cuales $r_{\sigma} < 1$. Al comparar estas figuras se aprecia que el rango de estabilidad conseguido mediante el RR-DMJLS es mayor.

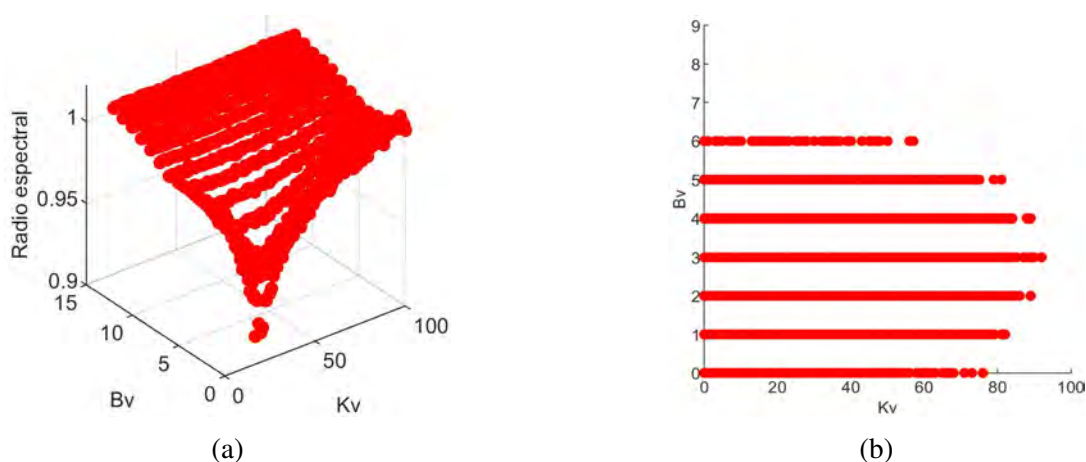


Figura 3: (a) Radio espectral con el LQR-DMJLS en función de los parámetros K_v y B_v . (b) Rango de estabilidad conseguido con el LQR-DMJLS en función de los parámetros K_v y B_v .

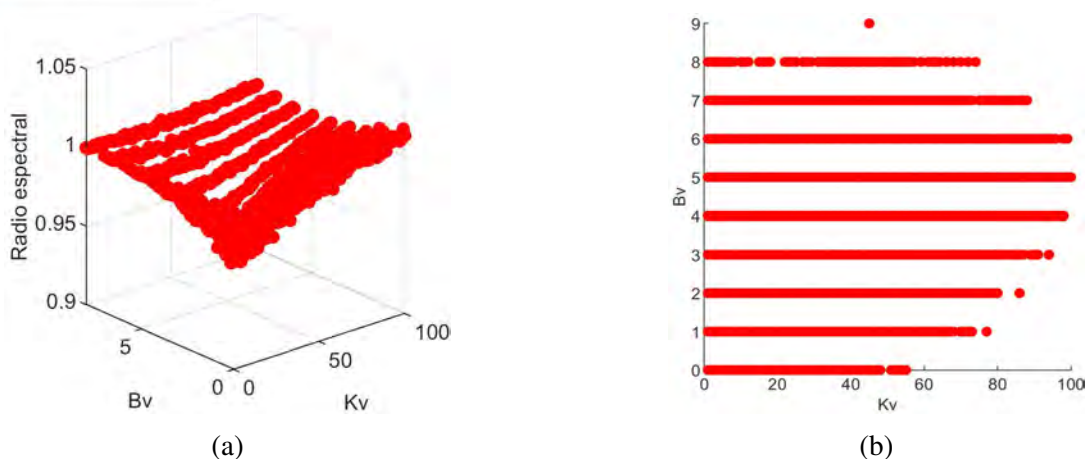


Figura 4: (a) Radio espectral del RR-DMJLS en función de los parámetros K_v y B_v . (b) Rango de estabilidad del RR-DMJLS en función de los parámetros K_v y B_v .

4. Conclusiones

Se realizó el análisis de estabilidad del sistema de control de interacción mostrado en la Figura 2. El análisis mostró que al utilizar el algoritmo RR-DMJLS en el lazo de control de torque, el rango de estabilidad es mayor con respecto a la variación de K_v y B_v . Las ecuaciones de lazo cerrado del sistema indican que al utilizar el LQR-DMJLS el control de impedancia permite alcanzar la estabilidad al minimizar el efecto de la incertidumbres. No obstante, no existe garantía de estabilidad en condiciones $K_v = 0$ y $B_v = 0$, lo cual si es garantizado mediante el RR-DMJLS.

5. Referencias

- [1] S. P. Buerger and N. Hogan. *Complementary stability and loop shaping for improved human-robot interaction*. IEEE Transactions on Robotics, 23(2):232–244, April 2007.
- [2] Joao Paulo Cerri and Marco Henrique Terra. *Recursive robust regulator for discrete-time Markovian jump linear systems*. IEEE Transactions on Automatic Control, 62(11):6004–6011, 2017.
- [3] O. L. Costa, M. D. Fragoso, and R.P Marques. *Discrete-time Markov jump linear systems. Probability and its applications*. Springer, London, 2005.
- [4] Felix M. Escalante, Andres L. Jutinico, Marco H. Terra, and Adriano A. G. Siqueira. *Robust linear quadratic regulator applied to an inverted pendulum*. Asian Journal of Control, 25(4):2564–2576, 2023.
- [5] Felix M. Escalante, Juan C. Pérez-Ibarra, Jonathan C. Jaimes, Adriano A.G. Siqueira, and Marco H. Terra. *Robust markovian impedance control applied to a modular knee-exoskeleton*. IFAC-PapersOnLine, 53(2):10141–10147, 2020.
- [6] Andres L. Jutinico, Oscar Flórez-cediel, and Adriano A.G. Siqueira. *Complementary stability of markovian systems: Series elastic actuators and human-robot interaction*. IFAC-PapersOnLine, 54(4):112–117, 2021.
- [7] Andres L. Jutinico, Jonathan C. Jaimes, Felix M. Escalante, Juan C. Perez-Ibarra, Marco H. Terra, and Adriano A.G. Siqueira. *Recursive robust regulator for discrete-time markovian jump linear systems: Control of series elastic actuators*. IFAC-PapersOnLine, 50(1):1340–1345, 2017.

COLLABORATIVE ROBOTS AS ASSESSMENT TOOL FOR ASSOCIATED USE OF NEGATIVE PRESSURE AND LASER THERAPY TREATMENT FOR PARKINSON'S DISEASE

Glauco A. P. Caurin, Henrique B. Garcia,

AeroTech Lab, Aeronautical Eng. Dept., São Carlos School of Engineering – University of
São Paulo, Sao Carlos, SP, Brazil

Daniel V. Magalhães, Antônio de Aquino Jr.

Optical Group, Physics Institute of São Carlos, University of São Paulo, São Carlos, SP,
Brazil

Abstract:

This article presents initial results obtained integrating two methodologies: one related to the field of optics and the other using rehabilitation robotics concepts. The first method implements a protocol aimed at alleviating tremors, pain and stiffness of the muscles of patients with Parkinson's disease. This methodology combines laser-based phototherapy and negative pressure, using the Vacuum Laser device. The second uses a robotic device as safe, user-friendly human machine interfaces for games that carries out motor rehabilitation processes in a more effective way. The tests involve observations with individuals with Parkinson's submitted to laser application in the painful regions in a sequence of sessions, allowing stimulation of the circulation, increased muscle atrophy and better localized compression of the metabolism. Before and after laser application individuals are submitted to tests using a game session using the robotic device.

Key words: cobots, laser therapy, low pressure, serious games, Parkinson Disease.

1. Introduction

Recent results with patients affected by Parkinson's Disease indicate that the combined use of laser therapy and negative pressure enables a marked reduction in pain and an improvement in the quality of life of Parkinson's patients. Drastic reduction in muscle pain and muscle stiffness even lead to a reduction in tremors, allowing the patient to return to their daily activities. Parkinson's disease, which affects approximately 1% to 3% of the population over 60 years of age, has the characteristic of being a chronic, progressive disease with a neurodegenerative condition of the central nervous system [1]. Parkinsonian syndrome is

demonstrated with four components, muscle stiffness, resting tremor, bradykinesia and postural instability [2].

The clinical observation of the disease associates lesions in the compact region of the substantia nigra in the brain, which results in the loss of adhesion to this region of the brain. There is a projection of dopaminergic neurons to the striatum, with the consequent depletion of dopamine, and thus, inhibition of the production of gamma-aminobutyric acid (GABA). This all promotes inhibition of the thalamus, preventing the production of the excitatory neurotransmitter glutamate, with a consequent decrease in voluntary motor activities. Also, there is an excessive contraction process of the muscles, that generates loss of the cells of the pedunculopontine nucleus and consequent stimulation of the reticulospinal and vestibulospinal pathways [3].

This article presents the results of a first feasibility study for the innovative proposal that combines rehabilitation robotics with therapy based on optical laser resources applied under negative pressure in a patient diagnosed with Parkinson's Disease. The therapy is aimed at relieving muscle pain and discomfort caused by the tremors caused by the disease.

As a result, we can highlight the clearer quantification of changes in the patient's behavior before and after laser application.

2. Technologies and Devices

2.1. Therapy combining Laser and Negative Pressure

The use of negative pressure (suction cups) is widely used as a physiotherapy resource. As a result of this technique, there is an improvement in muscle function and metabolism, leading to circulation to the surface of the treated regions. All of this allows for greater oxygenation of tissues eliminated from metabolic waste, resulting in improvement of pain, muscle relaxation and balance of bodily functions. The action of photobiomodulation acts on metabolism, directly on the electron transport chain, increasing ATP (Adenosine triphosphate) synthesis. Furthermore, there is analgesic and anti-inflammatory action, vasodilation, angiogenesis and oxygen increase [4,5,6]. However, the combination of these therapeutic resources allows an increase in blood circulation because of an increase in oxygenation resulting in an improvement in metabolic activity [7].

2.2. The Rehabilitation Robot MORE-W



Figure 1. The volunteer hand holds the robotized handle device for the wrist, designated MORE-W. This embedded system is used for measurement of kinetic quantities related to wrist movements.

The direct contact between patient and robot constitutes in itself a paradigm shift when compared to the conventional operation of industrial robotics. The MORE-W has a single degree of freedom corresponding to wrist flexion and extension. A fairing serves both to protect the hardware and to support the forearm and the handle transfers hand movements.

The equipment was conceived to allow active and passive movements. It has a maxon DC servomotor, with encoders and an EPOS (Easy to use Positioning System) controller. A set of real variables, including motor shaft position, motor speed and current, can be measured using the controller. In addition, EPOS provides 8 inputs for analogue signals. The controller operates with a supply voltage between 11 and 70 VDC, in steady state it works with a current of 10 A and a peak current of 25 A. Efficiency is up to 90%. The maximum encoder input frequency is 1MHz. In this implementation, the communication of setpoints between the EPOS controller and the game software is performed by a CAN bus, using the CANopen protocol.

A Beaglebone Bone Black Rev C single board computer (SBC) is responsible for communicating via CAN bus with the EPOS controller and the ATI Net Force/Torque sensor and via TCP/UDP/IP network with the computer that is running the serious game. On the SBC, the application was developed using C++17 and used Lely CANopen free and opensource library (Apache license) to handle the CANopen communication with EPOS and common CAN communication with the ATI sensor.

During the gameplay, the SBC continuously sends via UDP/IP to the computer the angular position of the joystick. Also, the SBC is responsible for fetching continuously the joystick

data from the EPOS (angular position, angular velocity and current) and from the ATI sensor (3 axis of force and 3 axis of torque) and sends upon request these data as a log to the computer running the game. Therefore, after the procedure, the health professional has access to the kinetics motion log and current consumption log.

3. Methods

3.1. The Lasertherapy and Negative Pressure approach

The Vacuum Laser equipment uses the technique of vacuum therapy with chambers of low pressure (suction cups) applied to the region to be treated, and simultaneously, laterally to the suction cup, it has laser emitters operating in the region of the red (670nm) and/or infrared (808 nm) spectrum, composing the photobiomodulation. The handpiece is composed of laser and suction cups, where the synergistic action allows photobiomodulation and vacuum at the same time.

3.2. Serious games for rehabilitation

It is a simple game to facilitate the cognition of elderly volunteers. A circular target appears on the screen alternating positions to the right and left. A circular cursor controlled by the robotic joystick moves in a single horizontal direction and allows the user to superimpose the cursor on the center of the target. Every time the target is reached, it is automatically relocated, stimulating the user's movement. Both the target and the circular cursor can be enlarged or reduced to increase or decrease the game's difficulty. Changing the size of the figures can also be used to compensate for the volunteers' visual acuity problems. The device allows an increase of the impedance, increasing the movement difficulty, as well as the introduction of disturbances in a programmed way.

3.3. Impedance control

The interaction between user and machine with the establishment of contact can be modeled using the transfer of an instantaneous mechanical work differential between two bodies. The torque applied to the actuator is defined as follows:

$$\begin{aligned} \tau_{act} = & J^T W^{-1} M^{-1} \left(K(x_0 - L(\theta)) - B(J\dot{\theta} - \dot{x}_0) \right) \\ & + J^T W^{-1} (J I^{-1} C \dot{\theta} - j \dot{\theta}) + J^T (1 - W^{-1} W M^{-1}) F_{ext} \end{aligned} \quad (1)$$

where: F_{ext} are the external forces; x_0 is the desired game position is the offset; M is the mass of the system; B is damping; K is the stiffness, I is the inertia; C provides the Coriolis terms and centripetal forces; τ_{act} are the torques of the actuators on the links (after reduction); J^T is the transposed Jacobian. Given measurements of the position and speed of the robot's joints and the robot's interaction force with the environment, it is possible to control the torques on the motors so that the robot presents a dynamic behavior of interaction with the system as a function of the desired M , K and B .

5. Experimental Results and Discussion

Nine physical quantities were collected, namely angular movement of the handle, angular velocity and angular acceleration, Forces (x,y,z) and Torques (x,y,z) the latter provided by the ATI sensor attached to the handle. The acquisition frequency is approximately 100Hz. Figure 2 illustrates the behavior of force in the z direction measured by the sensor during one of the interactions of the volunteer using the game in a movement sample of 16 seconds duration. The blue curve represents the game data capture before the laser and negative pressure therapy, while the orange curve illustrates the data capture immediately after the therapy procedure.

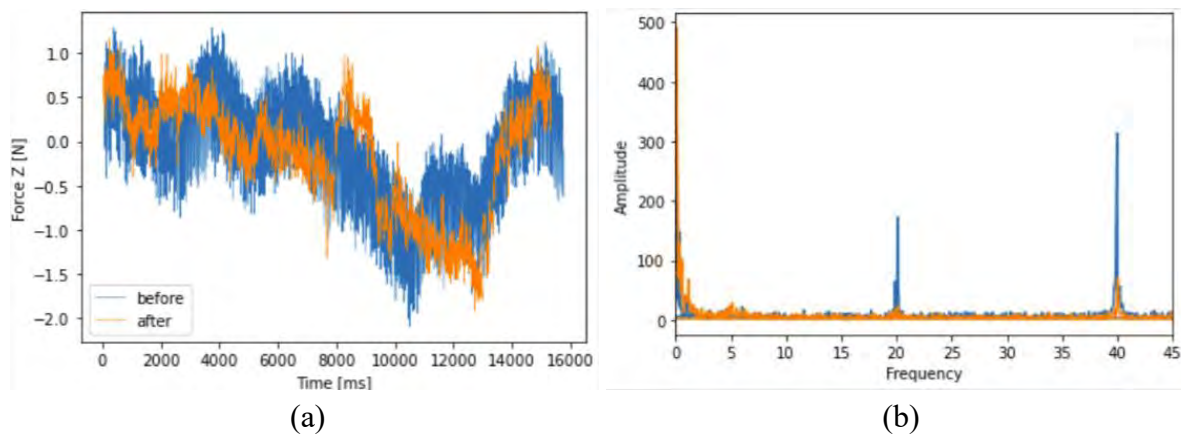


Fig. 2 (a) Volunteer Data - Force in the Z direction as a function of time during game execution before and after the therapy session. (b) FFT of the Force in the Z direction.

Figure 2 shows a reduction in tremor amplitude, which can be directly associated with the therapeutic procedure. To reinforce the statement, we extract the FFT of the same force in the Z direction and, from this perspective, we notice the reduction of amplitudes in the tremor frequencies in a more evident way.

6. Conclusion

In this article we present a feasibility analysis of the integrated use of robotic rehabilitation systems, serious games, vacuum and laser-based therapy. The feasibility analysis procedure was tested in a single patient and the tremor reduction effects provided by the laser and vacuum therapeutic session could be registered by the sensors embedded in the robotic device.

Acknowledgements

CEPOF 2013/07276-1 and INCT “Basic Optics and Applied to Life Sciences” (FAPESP 2014/50857-8, CNPq 465360/2014-9). FAPESP Grants 2013/07276-1, 2017/01555-7, 2018/15472-9, and 2020/15230-5; and FINEP. This study was also partially funded by the CAPES - Brazil (CAPES) – Finance Code 001.

7. References

- [1] Lang AE, Lozano AM (1998) Parkinson’s disease. First of two parts. *N Engl J Med* 339: 1044-1053.
- [2] Paulson HL, Stern BM (2004) Clinical manifestations of Parkinson’s disease. In: Watts RL, Koller WC (eds), *Movement disorders neurologic principles and practice*. New York: MacGraw. Pp: 233-246.
- [3] Teive HAG (2005) Etiopatogenia da doença de Parkinson. *Ver Neurocienc.* 13: 201-214.)
- [4] Hawkins D, Abrahamse H (2007) Phototherapy-a treatment modality for wound healing and pain relief. *Review. African J Biomed Res* 10: 99-109.
- [5] Ihsan FRM (2005) Low-level laser therapy accelerates collateral circulation and enhances microcirculation. *Photomed Laser Surg* 23: 289-294.
- [6] Medrado AR, Pugliese LS, Reis SR, Andrade ZA (2003) Influence of low-level laser therapy on wound healing and its biological action up on myofibroblasts. *Lasers Surg Med* 32: 239-244.
- [7] Santos AVD, Santos TVD, Zampieri KR, Tamae PE, de Aquino Junior AE, et al. (2019) Negative pressure and phototherapy: Use of combined and localized therapy to improve life’s quality in Parkinson disease in a case study. *J Alzheimers Dis Parkinsonism* 9: 471.
- [8] N. Hogan, "Impedance control: An approach to manipulation: Parts I-III", *J. Dyn. Syst. Meas. Control. Trans. ASME*, vol. 107, no. 1, pp. 17, 1985.
- [9] N. Hogan, "Stable execution of contact tasks using impedance control", *Proceedings. 1987 IEEE International Conference on Robotics and Automation*, vol. 4, pp. 1047-1054, 1987.
- [10] R. Bischoff, J. Kurth, G. Schreiber, R. Koeppel, A. Albu-Schaeffer, A. Beyer, et al., "The KUKA-DLR Lightweight Robot arm - a new reference platform for robotics research and manufacturing Robotics (ISR)", *2010 41st International Symposium on and 2010 6th German Conference on Robotics (ROBOTIK)*, pp. 18, 2010.

ESTUDIO PRELIMINAR DE EXERGAMES PARA REHABILITACIÓN DE MANO - ANTEBRAZO

Andrés Cela Rosero

Escuela Politécnica Nacional, Ecuador, andres.cela@epn.edu.ec

Alberto Jardón Huete

Universidad Carlos III de Madrid, España, ajardon@ing.uc3m.es

Resumen: *Las personas que han sufrido un derrame cerebral experimentan distrofia en sus extremidades superiores, perdiendo fuerza y movilidad, por lo que es necesario que realicen ejercicios de rehabilitación. Para abordar esta necesidad se ha desarrollado un sistema que consta de dos exergames y un mando controlador de juego. Este sistema permite realizar ejercicios de rehabilitación de mano y antebrazo con movimientos de pronación, supinación, flexión, extensión y fuerza de agarre de tal manera que se ejercita mientras se juega. El primer juego desarrollado, llamado "Peter Jumper", se enfoca en mejorar la fuerza de agarre de la mano. En su modo de juego principal, el personaje debe saltar obstáculos hasta cumplir un objetivo de tiempo. El paciente debe ejercer presión en su mano para que el personaje realice el salto. El segundo juego, llamado "Andrómeda", se enfoca en trabajar los movimientos de pronosupinación. El paciente debe realizar movimientos del antebrazo o la mano para manejar una nave espacial y, apretando el controlador, disparar a los enemigos evitando que estos lleguen a su posición. El sistema registra los datos de movimiento y fuerza aplicada durante el juego, los cuales pueden ser analizados por un especialista para realizar un seguimiento y ajustar el tratamiento y la rehabilitación de manera adecuada.*

Palabras clave: *rehabilitación extremidades superiores exergames.*

Abstract: *Individuals who have suffered a stroke or are affected by conditions such as Parkinson's often experience dystrophy in their upper extremities, resulting in a loss of strength and mobility. To address this issue, a system has been developed comprising two exergames and a game controller. This system enables rehabilitation exercises targeting the hand and forearm, including movements such as pronation, supination, flexion, extension, and grip strength, all while engaging in gameplay. The first game, named "Peter Jumper," focuses on improving hand grip strength. In its main gameplay mode, the character must overcome obstacles within a specified time frame. The patient must exert pressure with their hand to make the character jump and clear the obstacles. The second game, called "Andromeda," emphasizes the movements of pronation and supination. The patient performs forearm or hand pronosupination movements to control a spaceship, and by squeezing the controller, they can fire at enemies, preventing them from reaching their position. The system records motion data and applied force during gameplay, allowing specialists to analyze this information at a later stage. This precise tracking of patient progress provides valuable insights for adjusting treatment and rehabilitation strategies effectively.*

Keywords *upper limbs rehabilitation exergames.*

1. Introducción

En las últimas dos décadas, el desarrollo de exergames ha demostrado ser un campo altamente beneficioso para la rehabilitación de diversas dolencias físicas y cognitivas en los seres humanos [2]. En particular, en el ámbito de la rehabilitación de extremidades superiores, se han desarrollado sistemas que permiten a pacientes con cáncer [17], Parkinson [3], accidentes cerebrovasculares [16] y otras condiciones, rehabilitarse utilizando juegos de video.

Las extremidades superiores, especialmente la mano y el antebrazo, son un objetivo de investigación importante debido a la naturaleza del movimiento que los exergames permiten. Se han desarrollado sistemas que se centran en mejorar la movilidad de estas extremidades a través de movimientos básicos de la mano, el antebrazo y el brazo. Por ejemplo, en un estudio previo [15], los investigadores desarrollaron guantes tipo exoesqueleto, mientras que en otros estudios [9], [4], se utilizaron prótesis para mejorar la calidad de los movimientos de la mano, incluyendo los dedos. Además, en un estudio reciente [8], se buscó mejorar los movimientos de flexión, extensión y otros, proporcionando retroalimentación háptica al paciente.

Sin embargo, un área importante pero poco desarrollada en la rehabilitación es la fuerza de agarre. Aunque se han realizado algunas investigaciones al respecto, como el estudio de James et al. [5], que abordó la medición de la fuerza de agarre para ejecutar juegos de video en un dispositivo móvil, el de Shin et al. [11] en el que se usa un guante con sensores para medir el Rango de movimiento de la muñeca y dedos, o el de Jha et al. [6] en donde se diseña un guante con sensores de fibra de rejilla para controlar video juegos, todavía se necesitan más investigaciones en esta área.

Por lo tanto, en esta investigación, se propone un nuevo sistema de rehabilitación que consta de un nuevo mando capaz de medir la fuerza de agarre y dos exergames. Este sistema permitirá a los pacientes realizar ejercicios de rehabilitación de la mano y el antebrazo, enfocándose en la fuerza de agarre y adicionalmente en movimientos básicos, como se describirá más adelante, a través de la ejecución de juegos de video especializados. Estos juegos se han desarrollado siguiendo recomendaciones y directrices establecidas para mejorar tanto el rendimiento del sistema como la experiencia del usuario [13], [14].

En resumen, este estudio se centra en abordar la rehabilitación de la fuerza de agarre y la movilidad de la mano y el antebrazo mediante el uso de un controlador de juego diseñado adhoc y exergames innovadores. Además, se busca ampliar la investigación en el campo de la fuerza de agarre en el ámbito de la rehabilitación. El presente artículo detalla el desarrollo y la implementación de este sistema, así como los resultados obtenidos en términos de mejoras en la movilidad y la fuerza de las extremidades superiores durante el proceso de rehabilitación.

2. Desarrollo

El sistema ha sido implementado para la rehabilitación de la mano y el antebrazo. Permite desarrollar los movimientos principales de pronación, supinación, flexión y extensión, lo cual posibilita realizar ejercicios específicos para la rehabilitación de estas áreas, que ser las más afectadas [3] en caso de pacientes de Parkinson, por ejemplo. Además, cuenta con un mando de juegos especializado que permite trabajar la fuerza de agarre de la mano, registrando la fuerza aplicada durante los ejercicios. Esto proporciona una ventaja adicional que otros sistemas no ofrecen.

2.1 Método

En cuanto a los juegos desarrollados, se han creado dos, en los cuales el paciente utiliza el mando de control para realizar movimientos de rehabilitación considerados básicos en las evaluaciones funcionales motoras [9]. A continuación, se describen los juegos y su enfoque de rehabilitación:

2.1.1 Juego "Peter Jumper"

Este es un juego 2D desarrollado en un entorno 3D en el que un personaje se mueve a lo largo de un camino. A lo largo del recorrido, aparecen obstáculos como cajas, torres pequeñas, vallas, etc., que Peter, el personaje controlado por el usuario, debe saltar para esquivarlos. Siguiendo los principios y recomendaciones de gamificación de [7], el usuario / especialista, puede personalizar varios aspectos del juego, como el tiempo de juego [15], el nivel de dificultad, la velocidad de juego, la vibración del controlador, activar o no los efectos de sonido y el volumen de audio.

Además, el usuario puede elegir el tipo de movimiento para realizar los saltos, ya sea mediante presión en la mano o mediante movimiento de flexión. Antes de comenzar la escena de juego, el usuario debe calibrar este movimiento para medir su fuerza máxima (MAX), lo que determina los umbrales de salto para los tres niveles diferentes. Durante el juego, si el personaje recoge cinco monedas, obtiene una vida extra, y lo mismo ocurre al recolectar un corazón. La Tabla 1 describe los tres niveles de juego y sus características.

Table 1: Características de los niveles del juego Peter Jumper

Nivel	Nombre	Detalle	Incentivo	Obstáculo	Umbral
1ro	Fantasia Rural	Es un entorno rural con colores pastel. El ambiente tiene casas clásicas del medio y naturaleza	monedas corazones	vallas, cajas cilindros	10%MAX
2do	Ciudad Sierra	Es un ciudad de clima frío con calles, viviendas y edificios de ciudad principal	monedas corazones	cajas, cajas grandes, fuego	15%MAX
3ro	Amazonía	Es la jungla, con montañas, ríos, lagos, flora y fauna típicos de la zona	monedas corazones	cajas, cajas grandes, fuego	20%MAX

El enfoque principal de este juego en todo momento es la rehabilitación de la fuerza de agarre de la mano del paciente. Durante el juego, se muestra un deslizador que refleja la fuerza aplicada en tiempo real. Al finalizar cada nivel, se presenta un gráfico que muestra la fuerza aplicada durante el salto del personaje. Además, todos los datos de fuerza de cada nivel se guardan en un archivo .CSV para su posterior análisis por parte de un especialista. Esto permite comparar los datos de sesiones anteriores y observar el progreso en el proceso de rehabilitación.

2.1.2 Juego "Andrómeda"

Este es un juego 2D implementado en un entorno 3D en el que se controla una nave espacial y se debe disparar a los enemigos antes de que lleguen a la ubicación del personaje principal. Los enemigos pueden ser otras naves espaciales o asteroides, ambos realizan movimientos oscilantes, lo que dificulta su derribo. Durante el juego, la nave puede recolectar monedas y corazones, que otorgan vidas adicionales. Además, el número de proyectiles se limita opcionalmente y se incrementa al recoger monedas y/o corazones.

El juego cuenta con dos niveles de dificultad y, siguiendo las recomendaciones de gamificación de [7], se pueden ajustar diversos aspectos, como la dificultad, el número inicial de vidas, la vibración del mando de juego, el volumen de sonido y la opción de activar o no los efectos de sonido.

Para realizar los disparos de proyectiles se utiliza la fuerza de agarre de la mano. Antes de comenzar el juego se debe medir la fuerza máxima (MAX) del paciente, lo que permite calibrar los umbrales de disparo para los diferentes niveles de juego. De esta manera, mientras el usuario aprieta el mando con una fuerza mayor a la del umbral del nivel respectivo, la nave dispara. La Tabla 2 describe las características de los modos y niveles del juego Andrómeda.

Table 2: Características de los niveles del juego Andrómeda

Modo	Nivel	Detalle	Insentivo	Enemigos	Umbral
Pronación Supinación	1ro	El usuario aparece abajo en la pantalla y los enemigos aparecen aleatoriamente en la parte superior	monedas corazones proyectiles	naves y asteroides medianos	10%MAX
Pronación Supinación	2do	El usuario aparece abajo en la pantalla y los enemigos aparecen aleatoriamente en la parte superior	monedas corazones proyectiles	naves grandes que disparan y asteroides grandes	15%MAX
Flexión Ex- tensión	1ro	El usuario está al lado izquierdo en la pantalla los enemigos aparecen por la derecha	monedas corazones proyectiles	naves y asteroides medianos	10%MAX
Flexión Ex- tensión	2do	El usuario está al lado izquierdo en la pantalla los enemigos aparecen por la derecha	monedas corazones proyectiles	naves grandes que disparan y asteroides grandes	15%MAX

El juego tiene dos modos. En el primer modo, se enfoca en los movimientos de pronación y supinación del antebrazo. El paciente debe mover la muñeca y el antebrazo aplicando estos movimientos para desplazar la nave hacia la izquierda o derecha, y presionar el mando para disparar. En el segundo modo, se utilizan los movimientos de flexión y extensión de la mano para controlar el movimiento de la nave de arriba hacia abajo. Nuevamente, se debe presionar el mando para disparar

Estos juegos permiten que el paciente realice ejercicios de rehabilitación de manera más entretenida y motivadora. Además, el sistema registra los datos de movimiento y fuerza aplicada durante el juego, lo cual puede ser analizado por especialistas para evaluar el progreso y ajustar el tratamiento y la rehabilitación de manera más precisa.

2.1.3 Mando Controlador de Juegos

Se ha adaptado un dispositivo comercial, reutilizando la carcasa exterior, la galga extensiométrica y el sistema de deslizamiento y muelle de la mancuerna. Esto nos ha permitido cambiar el muelle original, que estaba diseñado para fuerzas de hasta 100[Kg], por uno que permite medir fuerzas de agarre inferiores, dentro del rango de 0 a 30[Kg], y diseñar completamente el sistema electrónico de control y medida para su conexión a Unity y la gestión de los eventos de juego. El sistema se ha diseñado tomando en cuenta características importantes para que el paciente pueda realizar movimientos básicos [14] usando el mando de juego. A continuación se presentan estas características:

Transmisor Bluetooth: El mando utiliza un sistema de comunicación Bluetooth que permite la transmisión de datos entre el dispositivo donde se ejecuta el exergame y el mando. Esto proporciona al usuario mayor libertad de movimiento al utilizar el mando.

Sensor IMU: Este sensor mide los movimientos de inercia en tres ejes, lo que permite detectar los movimientos de la mano y el antebrazo, como pronación, supinación, flexión y extensión. Estos datos se utilizan para realizar los movimientos y acciones de los personajes en los exergames, como saltos, movimientos hacia arriba, abajo, izquierda, derecha y ejecutar acciones.

Sensor de Fuerza: Este sensor permite medir la fuerza o presión que se ejerce al agarrar el mando con la mano del paciente. Esta funcionalidad permite realizar disparos o saltos, dependiendo de las acciones del juego.

Realimentación Háptica: El mando está equipado con un motor de vibración que se activa para proporcionar retroalimentación háptica al paciente durante el desarrollo del juego. Por ejemplo, en el exergame Peter Jumper, cuando el personaje choca contra un obstáculo, se produce una vibración en el motor para proporcionar una retroalimentación táctil al paciente.

Modo Sleep: Este modo permite ahorrar energía al poner el sistema electrónico del mando en modo de suspensión. Se activa cuando el mando no ha detectado movimiento durante 30 segundos, lo que indica que este ha dejado de ser utilizado.

Botón pulsador: Este botón permite activar o desactivar el modo de pausa en el juego. Además, al presionarlo, permite salir del modo Sleep.

Indicadores luminosos: El mando cuenta con dos LED indicadores de colores rojo y verde. El LED rojo se activa cuando el mando está en modo de pausa o Sleep. El LED verde se enciende de forma aleatoria mientras se utiliza el mando, indicando que el mando funciona correctamente.

Estas características han sido diseñadas para mejorar la experiencia de uso del mando controlador en el contexto de los exergames de rehabilitación. Los dispositivos que forman parte del mando de control se muestran en la Fig. 1, mientras que en la Fig. 2 se muestra la arquitectura del sistema electrónico, así se tiene los sensores: IMU, Galga y pulsador, como entradas del sistema microprocesado, las salidas son los LEDs indicadores y el sistema háptico, y como módulo de comunicación, el transmisor Bluetooth.

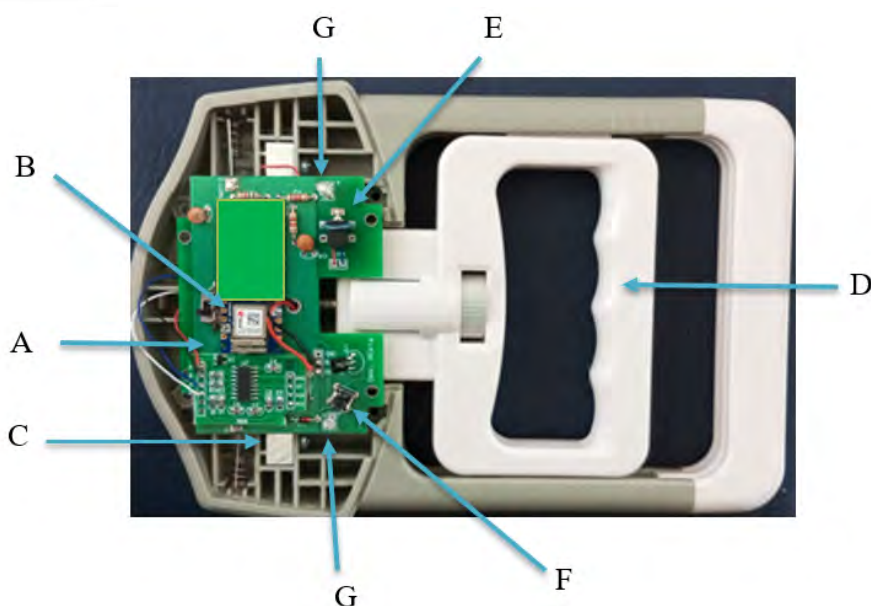


Figure 1: Mando controlador de juegos. A Transmisor Bluetooth. B Sensor IMU. C Sensor de fuerza. D Manubrio sujetador. E Realim. Háptica. F Pulsador. G LEDs indicadores

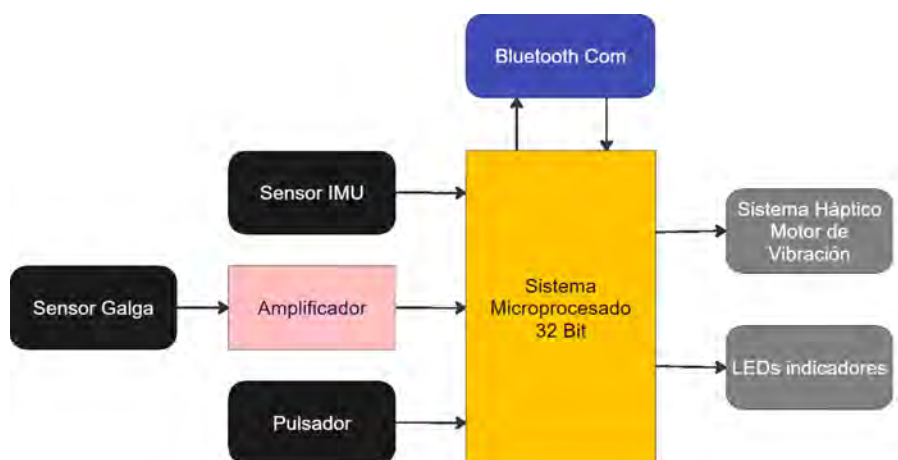


Figure 2: Arquitectura del sistema electrónico

2.2 Resultados

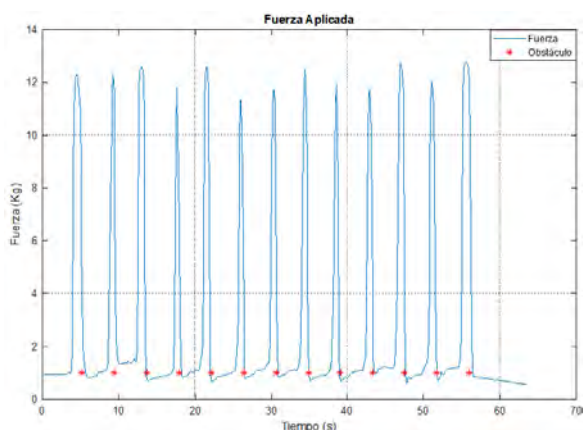
Se ha evaluado el sistema con la ayuda de 2 personas: una persona de la tercera edad de 70 años y una persona con problemas de movilidad en la mano debido a una rotura de brazo.

Se proporcionó a las personas información sobre el funcionamiento del sistema y los objetivos que se esperaban alcanzar. Después de que los participantes se familiarizaron con el sistema, el uso del mando y practicaron los juegos durante 10 minutos, como se recomienda en [13], se procedió a poner en marcha el juego "Peter Jumper" con las condiciones específicas para cada usuario, como se describen en la tabla 3.

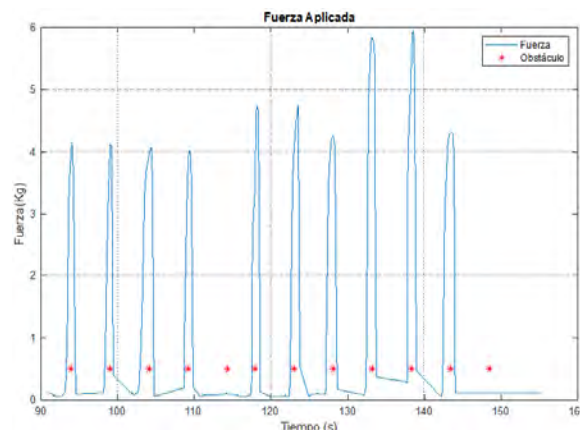
Table 3: Configuración de Juego Peter Jumper

Configuración	Valor
Fuerza máxima medida	12.89[Kg] 3.30[Kg]
Tiempo de Juego	2 min
Vidas	3
Dificultad	baja
Nivel de Volumen	aleatorio
Efectos	Sí
Velocidad de Juego	Default (5)
Modo de Salto	Presión
Uso de Mando	Vertical

La fuerza máxima de cada participante se mide en el menú "Configuración", donde se registró 12.89[Kg] y 3.30 [Kg] para las personas de tercera edad y con problemas de movilidad de mano, respectivamente. Los valores de configuración de la Tabla 3 permiten contrastar los resultados de los participantes, con fines de validación del sistema. En la Fig. 3 se muestran la respuesta de los paciente durante la ejecución del primer nivel del juego Peter Jumper. Las marcas rojas en la figura muestran el instante en que el obstáculo aparece frente al personaje del juego. La línea azul muestra como responde el paciente cada vez que salta dicho obstáculo, por esta razón se observa una curva tipo pulso, que es la fuerza aplicada por el paciente a la mancuerna del mando de juego. En el caso de la Fig. 3a se muestra la respuesta de la fuerza que ejerció la persona de la tercera edad, en donde se observa que los picos de fuerza llegan hasta aproximadamente los 13 [Kg], y que la fuerza aplicada es estable dentro de un rango de 11 a 13 [Kg]. Por otro lado, en la Fig. 3b se observa la respuesta de la persona con lesión, en donde se nota primeramente que la fuerza aplicada está en un rango de 3 a 6 [Kg], y que algunos obstáculos no fueron sorteados, como se evidencia en los tiempo 115 [s] y 150 [s] aproximadamente. Esto podría develar la dificultad de la persona para aplicar fuerza con su mano.



(a) Respuesta de persona de 3ra edad



(b) Respuesta de persona con lesión

Figure 3: Respuesta de fuerza y obstáculos 1er nivel Peter Jumper

3. Conclusiones

El sistema de rehabilitación implementado en este estudio ha demostrado ser efectivo para mejorar la movilidad de la mano y el antebrazo. A diferencia de las investigaciones previas [10], [12], que carecían del uso de mandos de juego físicos, nuestro sistema ha proporcionado datos más relevantes sobre la fuerza y los movimientos de las articulaciones en cuestión.

La disponibilidad de información detallada de cada sesión de rehabilitación ha permitido al especialista tomar acciones inmediatas para mejorar los procesos de rehabilitación. Esto es especialmente importante, ya que una retroalimentación temprana y precisa es crucial para maximizar los resultados de la rehabilitación.

Además, se destaca la importancia de los sistemas que incorporan dispositivos hápticos [8], [1], para proporcionar una experiencia más realista y medir los valores reales de la interacción del usuario. El sistema presentado en este proyecto representa una innovación y mejora significativa en el desarrollo de estos sistemas, brindando una mayor precisión y retroalimentación durante los ejercicios de rehabilitación.

Aunque el sistema se centra en la medición de los movimientos de la mano y el antebrazo, los datos obtenidos son suficientes y relevantes para realizar análisis tanto durante como después del proceso de rehabilitación. Esto proporciona una base sólida para evaluar el progreso del paciente y ajustar los planes de rehabilitación según sea necesario.

En conclusión, el sistema de rehabilitación propuesto en este artículo científico ofrece beneficios significativos al proporcionar datos relevantes y precisos, lo que permite una intervención temprana y personalizada durante el proceso de rehabilitación. La incorporación de dispositivos hápticos y la capacidad de medir los valores reales de la interacción del usuario representan avances importantes en el campo de la rehabilitación. Se espera que este sistema impulse futuras investigaciones y mejoras en el desarrollo de sistemas de rehabilitación más efectivos y personalizados.

4. Referencias

- [1] Ilaria Bortone, Michele Barsotti, Daniele Leonardis, Alessandra Crecchi, Alessandra Tozzini, Luca Bonfiglio, and Antonio Frisoli. Immersive virtual environments and wearable haptic devices in rehabilitation of children with neuromotor impairments: a single-blind randomized controlled crossover pilot study. 17(1):144, 2020-12.
- [2] G Burdea, K Polistico, N Grampurohit, G House, N Kim, M Nordstrom, K Buccellato, and J M Murphy. Concurrent virtual rehabilitation of service members post-acquired brain injury – a randomized clinical study. 2018.
- [3] P.Y. Chan, Z.M. Ripin, S.A. Halim, W.N. Arifin, A.S. Yahya, G.B. Eow, K. Tan, J.Y. Hor, and C.K. Wong. Motion characteristics of subclinical tremors in parkinson’s disease and normal subjects. 12(1), 2022.
- [4] B. He, M. Li, R. Liang, Z. Liang, W. Yao, S. Sareh, J. Xie, G. Xu, and Y. Noh. Optoelectronic-based pose sensing for a hand rehabilitation exoskeleton continuous structure. 22(6):5606–5615, 2022.
- [5] S. James, M. Conrad, and S. Sengupta. Development of an innovative telerehabilitation system to improve handgrip strength. 14(2), 2022.

- [6] Chandan Kumar Jha, Kshitij Gajapure, and Arup Lal Chakraborty. Design and evaluation of an FBG sensor-based glove to simultaneously monitor flexure of ten finger joints. 21(6):7620–7630, 2021-03-15.
- [7] H. Kim, D.M. O’Sullivan, and S.H. Chung. Applying gamification principles and therapeutic movement sequences to design an interactive physical activity game: Development study. 10(4), 2022.
- [8] E. Lamprecht, A. Abbasimoshaei, and T.A. Kern. Development of a wrist rehabilitation game with haptic feedback. 484 LNICST:61–68, 2023. ISBN: 9783031320286.
- [9] D.M. Mercer, L.E. Bolano, F. Rubio, H.B. Bamberger, J.S. Figueroa, and G.A. Gonzalez. A radial head prosthesis that aligns with the forearm axis of rotation: a retrospective multicenter study. 32(3):511–518, 2022.
- [10] A. Neil, S. Ens, R. Pelletier, T. Jarus, and D. Rand. Sony PlayStation EyeToy elicits higher levels of movement than the nintendo wii: implications for stroke rehabilitation. 49(1):13–21, 2013-02.
- [11] Seyoung Shin, Hwang-Jae Lee, Won Hyuk Chang, Sung Hwa Ko, Yong-Il Shin, and Yun-Hee Kim. A smart glove digital system promotes restoration of upper limb motor function and enhances cortical hemodynamic changes in subacute stroke patients with mild to moderate weakness: A randomized controlled trial. 11(24):7343, 2022-12-10.
- [12] HyeonHui Sin and GyuChang Lee. Additional virtual reality training using xbox kinect in stroke survivors with hemiplegia. 92(10):871–880, 2013-10.
- [13] J. Sinclair, P. Hingston, and M. Masek. Considerations for the design of exergames. pages 289–295, 2007.
- [14] J. Sinclair, P. Hingston, and M. Masek. Exergame development using the dual flow model. 2009.
- [15] B. Taspinar, W. Schmidt, and H. Schuhbauer. Gamification in education: A board game approach to knowledge acquisition. volume 99, pages 101–116, 2016. ISSN: 1877-0509.
- [16] S. Wüest, R. van de Langenberg, and E.D. de Bruin. Design considerations for a theory-driven exergame-based rehabilitation program to improve walking of persons with stroke. 11(2):119–129, 2014.
- [17] Zijun Zhou, Jiaxin Li, He Wang, Ze Luan, Yuan Li, and Xin Peng. Upper limb rehabilitation system based on virtual reality for breast cancer patients: Development and usability study. 16(12):e0261220, 2021-12-15.