



29 y 30 de noviembre de 2018
Ciudad de México, México



LIBRO DE ACTAS

VIII Jornadas
AITADIS de
Tecnologías de Apoyo
a la Discapacidad

VIII Jornadas
AITADIS



VIII Jornadas AITADIS de Tecnologías de Apoyo a la Discapacidad

Sesión I: Experiencias Clínicas

- Irene Garcia-Encabo, Angel Garcia-Crespo. *Plan de educación para la salud en la atención de pacientes con sordoceguera.*
- Angel Gil-Agudo, Antonio J Del Ama, Manuel Bayón-Calatayud. *Propuesta de valoración clínica para sistema inteligente de prevención de úlceras por presión incorporado a la silla de ruedas.*
- Silvana Mercante, Raul Rojas, Silvia Diaz. *Satisfacción y movilidad de pacientes protetizados amputados de miembro inferior.*
- Patricio Barria Aburto, Andre Moris, Andres Terreros, Hermes Abreo, Asterio Andrade, Jose M. Azorin. *Efectos biomecánicos de la estimulación eléctrica funcional para marcha controlada por sensor inercial en personas con pie caído de origen neurológico central.*
- Aitor Martínez-Expósito, Juan Vázquez-Díez, Jaime Ibañez, Enrique Viosca, José L Pons. *Empleo de neuroprotésica dependiente de la actividad cerebral durante una tarea de pedaleo en pacientes con ictus: estudio piloto.*
- Jesus Tamez-Duque, Guillermo Santos, Oseas Gutierrez, Rogelio Soto. *ALICE: An Elementary, Open-Source Powered Exoskeleton Platform for Ambulatory and Occupational Pediatric Rehabilitation.*

Sesión II: Robótica para Rehabilitación y asistencia

- Miguel Sánchez Manchola, Daniel Gomez Vargas, Marcela Munera, Carlos A. Cifuentes. *Inertial gait phase detection for control of a robotic lower-limb exoskeleton.*
- Sergio Casco, Matías Loreiro, Sergio Britez, Juan C. Moreno, Fernando Brunetti. *Neuroprótesis robótica para compensación motora de miembros inferiores.*
- María Del Carmen Sánchez, Jesús Gómez, Antonio del-Ama, José L. Pons, Juan C. Moreno. *Primer prototipo de una Nueva Ortesis de Rodilla con Control de Apoyo para Facilitación de la Marcha en Personas con Trastornos del Movimiento Unilaterales.*
- Manuel Cervantes-Ponce, Ximena Cadena-González, Alexis Luviano-Toralva, Andrea Mayor-Grimaldo, Gabriela Ruiz-Soto, Rogelio Bustamante-Bello. *ICARUS: Exoskeleton System Controlled by EMG.*

- Antonio J. Del Ama, Vicente Lozano-Berrio, Manuel Bayón-Calatayud, Jesús Benito-Peñalva, Mónica Alcobendas-Maestro, Juan Moreno, Angel Gil-Agudo. *Experiencia clínica con exoesqueletos del miembro inferior en la rehabilitación de la marcha de pacientes con lesión medular incompleta.*
- Sergio D. Sierra, Juan F. Molina, Marcela Múnera, Carlos A. Cifuentes. *Admittance control system for walker assisted-gait.*

Sesión III: Interfaces alternativas, asistenciales y para rehabilitación

- Javier Cabezas, Mario Ortiz, Marisol Rodriguez-Ugarte, Eduardo Iáñez, Jose M. Azorin. *Protocolo experimental de un interfaz cerebro-computador utilizando realidad virtual.*
- Elkyn Belalcazar, Javier Roa, José Luis Pons. *A brief review of the main issues in human motion tracking and how to deal with them.*
- Luis Carlos Rodríguez Timaná, Kevin Andrés Suaza Cano, Jhon Freddy Moofarry Villaquirán, Javier Ferney Castillo García. *Adaptive interface based on inertial mouse for alternative communication.*

Sesión IV: Diseño y utilización de nuevas tecnologías asistenciales

- Angel García Crespo, Carlos Alberto Matheus Chacín, Inés García-Encabo. *Detección de patrones en un chat web para la mejora de la alfabetización en niños con discapacidad visual.*
- Alberto Lozaida, Esteban Rosero, José Miguel Ramírez Scarpetta. *Active body weight support system for lower limb rehabilitation.*
- Alejandro Pascual Valdunciel, Filipe Oliveira Barroso, José Luis Pons Rovira. *Inhibición motora evocada mediante la estimulación de vías aferentes y su aplicación en la supresión de temblor.*

Sesión Póster

- Arantzazu San Agustín, José Luis Pons. *Protocolo de estimulación pareado asociativo con estimulación magnética transcraneal para la potenciación de la corteza motora.*
- David Pinto-Fernández, Diego Torricelli, Jose Luis Pons. *Revisión de bases de datos de marcha. Resultados preliminares.*
- Mario Toboso-Martín, Manuel Aparicio Payá, Ricardo Morte Ferrer, Aníbal Monasterio Astobiza, Txetxu Ausín Díez, Daniel López Castro. *Riesgos tecnológicos y protección normativa de la autonomía de las personas con discapacidad.*
- Camila Carvalho, Andrea Ortiz, Juan Camilo Moreno, José Luis Pons. *Proposta de um Dispositivo de Estimulação Elétrica Funcional Expansível de Canais Independentes.*

Plan de educación para la salud en la atención de pacientes con sordoceguera

Angel García-Crespo, Irene García-Encabo

Abstract— Existen pocos estudios y artículos sobre la sordoceguera, y alternativas a la comunicación oral en España, algo que nos dificulta tener herramientas para poder afrontar una situación comunicativa con una persona que tenga déficit tanto visual como auditivo. En proyecto que se presenta de educación para la salud trataremos la sordoceguera desde una perspectiva tanto teórica como práctica, dando las claves necesarias para conseguir una buena comunicación con una persona sordociega en el ámbito sanitario. Se tratará el concepto de esta discapacidad, su incidencia y los tipos de comunicación más utilizados, mejorando de esta forma los conocimientos del personal y pudiendo compartir las experiencias vividas.

I. INTRODUCCIÓN

La asociación de sordociegos de España (ASOCIDE), define la sordoceguera como “una discapacidad que resulta de la combinación de dos deficiencias sensoriales (visual y auditiva), que genera en las personas que la padecen problemas de comunicación únicos y necesidades especiales derivadas de la dificultad para percibir de manera global, conocer, y por tanto interesarse y desenvolverse en su entorno”[1].

Si estos problemas son adquiridos a una temprana edad, o con el nacimiento, nos enfrentaremos no solo ante problemas de comunicación sino también de adaptación, educación, personalidad y conducta.

Es importante, por todo ello, que el personal del ámbito sanitario esté informado sobre esta discapacidad, pues requieren que éstos estén especializados y sean capaces de comunicarse con ellos de forma eficaz, así como de facilitarles y ayudarles en las actividades de la vida diaria.

Uno de los grandes problemas que tienen las personas con esta discapacidad es la poca visibilidad que tiene ante el mundo. Por ejemplo, no ha sido hasta 2004 que han sido reconocidos ante el Parlamento Europeo.

Es por todo ello que resulta difícil saber con exactitud cuántas personas sordociegas hay, aunque sí se aproxima que de cada 100.000 habitantes, 40 tienen esta discapacidad [2].

No existen datos recogidos en España sobre la epidemiología de sordociegos, ya que los datos anteriormente mencionados proceden de estudios de otros países europeos.

Los centros que tengan como paciente a una persona con sordoceguera deberán poder proporcionarles ciertos servicios individualizados como pueden ser los guías-intérpretes, o medios audiovisuales/informáticos por los que sean capaces

de recibir la misma información que recibe el resto de pacientes.

Lo podrán hacer a través de colaboraciones con las organizaciones (ASOCIDE o la ONCE), por proveedores o personal del propio centro. [3]

Por todo lo mencionado, es de gran importancia la figura del guía-intérprete. Esta figura establecerá un puente de comunicación entre la persona sordociega y su entorno, por lo que deberá dominar perfectamente el idioma hablado y el sistema de comunicación que el sordociego emplee. [4] No solo deberá transmitir el mensaje, sino que será primordial que lo contextualice, es decir, que describa el entorno (personas, objetos y sensaciones que se encuentran alrededor) y los sonidos que se encuentran en él, teniendo en cuenta que el medio de comunicación es el sentido del tacto, el mensaje se tendrá que transmitir lo más ajustado a la velocidad real de los acontecimientos, algo que suele provocar pérdida de información, pues esta vía de comunicación es más lenta que la oral.[5]

Es por todo ello que el guía-intérprete ha de poseer ciertas cualidades como son la objetividad, la neutralidad y la distancia profesional entre otras muchas.

II. MARCO TEÓRICO

Para clasificar la sordoceguera tendremos que tener en cuenta cuándo han sido adquiridas las deficiencias sensoriales y su orden. Así, se podría agrupar a las personas sordociegas en dos grupos [6]:

1. Personas con sordoceguera congénita [7]

Estas personas adquieren la sordoceguera o bien en el útero materno, en el momento del parto o en el periodo de vida antes del desarrollo del lenguaje. Puede darse por muchas causas: enfermedades intrauterinas tales como rubeola, toxoplasmosis, sida, etc.; por alcoholismo/drogadicción materna en etapa de embarazo; fármacos; mutaciones genéticas; prematuridad; hiperbilirrubemia; parto complicado; meningitis bacteriana o traumatismos entre otros. Si las personas con sordoceguera congénita conservan un mínimo de audición y vista, son capaces de comunicarse mediante gestos propios, pudiendo llegar a utilizar palabras sueltas o frases cortas.

Sin embargo, si no conservan ninguna capacidad auditiva ni visual, viven aislados de su entorno, sin conocer qué sucede

alrededor.

2. Personas con sordoceguera adquirida [8]

Este grupo de personas sordociegos se puede dar de dos formas: o bien naciendo con un déficit de una capacidad sensorial y adquiriendo la otra discapacidad a lo largo de la vida; o naciendo sin ninguna discapacidad sensorial y adquiriendo ambas con el paso del tiempo.

Así, podemos clasificar este grupo en otros tres:

2.1. Con deficiencia auditiva congénita y adquieren una pérdida de visión durante su vida. [9]

Las causas más frecuentes son:

- Síndrome de Usher [10] (enfermedad hereditaria que causa hipoacusia o sordera desde el momento del nacimiento que conlleva una pérdida de visión debido a la retinitis pigmentaria). Muchos niños o adolescentes que padecen esta enfermedad tienen problemas en el equilibrio y, en los tipo II y III no son detectadas las deficiencias visuales y auditivas al nacer, sino en la adolescencia.

- Enfermedades visuales asociadas como la retinopatía diabética, el glaucoma, cataratas, desprendimiento de retina, etc.

El sistema de comunicación más habitual en estos niños es el lenguaje de signos, aunque suelen tener dificultades para entender el lenguaje escrito. Según van perdiendo la capacidad de visión, se les hace más difícil leer los labios, por lo que deben ir aprendiendo a colocar sus manos sobre las de su interlocutor para poder así comprender el mensaje que éste le está dando.

2.2. Con una deficiencia visual congénita y adquieren una pérdida de audición a lo largo de su vida. [11]

Como causa principal están todas aquellas enfermedades que producen fiebres altas tales como meningitis, varicela, paperas, etc.

También puede estar producida por diabetes, polución, traumatismo, o tumores entre otros.

Su principal medio de lenguaje es el oral, aunque suelen ser educados para conocer el sistema braille, pues tienen dificultad en la comunicación signada.

2.3. Personas que nacen sin ninguna deficiencia visual pero que adquieren una pérdida tanto visual como auditiva a lo largo de la vida [12]

Esta pérdida de ambos sentidos puede producirse a la vez o no, pudiendo llevar una misma evolución o una completamente diferente. Sus causas más frecuentes son el Síndrome de Usher II y III, así como traumatismos o enfermedades tales como la diabetes o la meningitis.

Suelen tener como medio de comunicación principal el lenguaje oral, y aunque pueden llegar a conocer el escrito, les es más sencillo conocer la comunicación signada (como puede ser la escritura en la palma de la mano). Dependiendo de la capacidad de visión que tengan conseguirán dominar o no el código braille.

Existe otra clasificación de las personas sordociegos, la cual adquiere gran importancia para saber qué tipo de desarrollo psicopedagógico ha de llevar cada personal [13]:

- Nivel bajo de funcionamiento. Abarca aquellos

sordociegos que no tienen motivación ni intención de interrelacionar con el medio.

- Nivel medio de funcionamiento. Estas personas tienen interés y son capaces de resolver problemas y obstáculos creando sus propios mecanismos, por lo que será importante crear un sistema de comunicación adecuado a sus posibilidades, así como destacar y potenciar sus habilidades.

- Nivel alto de funcionamiento. Las personas con sordoceguera de este grupo no tienen más discapacidades a parte de la propia sordoceguera, por lo que son capaces de llevar una vida con independencia.

III. DISEÑO DEL PLAN

Este proyecto de educación para la salud constará de tres sesiones. Irá dirigido a todo aquel personal que trabaje en el ámbito sanitario, pues les proporcionará los conocimientos básicos sobre la discapacidad, así como les hará reflexionar cómo ha de ser una buena comunicación con las personas sordociegos, proporcionándoles diferentes claves y mecanismos para ello.

La captación de dicho personal para su asistencia a este plan de educación para la salud se hará hablando con la dirección de distintos centros de salud y hospitales de la sobre la posibilidad de hacer las sesiones en sus centros sanitarios, así como el permiso para la colocación de los carteles y trípticos [14] en los respectivos centros.

La forma de inscripción se podrá realizar en los puntos donde se encuentren los carteles por medio de los trípticos, así como a través del correo de la organización.

El proyecto contará con tres sesiones de dos horas de duración las dos primeras, y de una hora y media la última sesión, durante tres días seguidos, y se realizarán en sucesivos meses dependiendo de la disponibilidad de los centros en las que se ejecuten.

Es importante contar con que cada sesión tendrá lugar para un máximo de 20 asistentes, pues son sesiones de reflexión en la que se requerirá una participación muy activa por parte de los mismos. Esto facilita la búsqueda de lugares en los que poder impartir el proyecto.

El personal necesario para la impartición de este proyecto será personal sanitario, requiriendo únicamente una persona titulada en enfermería especialista en sordoceguera o con experiencia en el ámbito, una persona sordociega y su guía-intérprete que participarán en la segunda sesión, y las cuales lo harán de forma voluntaria para contar sus experiencias y vivencias en el ámbito sanitario de su día a día. La organización del curso se pondrá en contacto con ellos a través de las asociaciones y su servicio de guía-intérprete.

La captación de los asistentes se hará a través tanto de redes sociales como de las páginas oficiales de las asociaciones, algo que no tiene coste económico.

Se requerirá también de una sala con proyector y pantalla, que será proporcionado por el centro donde se imparta el curso, por lo que esto tampoco supondrá un coste monetario.

Sesión 1. “Comunicarse con las manos”

La primera sesión se realizará en una sala que contenga

proyector y pantalla para las proyecciones audiovisuales.

Será realizada por un graduado en enfermería que tenga experiencia con personas sordociegas, bien porque se haya especializado en el tema o porque trabaje diariamente con ellas.

La sesión tendrá una duración de dos horas, que comenzarán con una lluvia de ideas de los asistentes sobre qué es la sordoceguera y qué barreras de comunicación encuentran estas personas al acudir a un servicio sanitario, así como en su día a día. De esta forma se podrá evaluar cuáles son los conocimientos de los asistentes sobre esta discapacidad, algo que posteriormente se comparará con el test final.

Tras esta lluvia de ideas y desmitificación de falsos mitos, se procederá a la parte teórica del curso, en la cual se impartirá qué es la sordoceguera, sus causas más frecuentes y los sistemas de comunicación que estas personas poseen; es decir, el marco teórico de este trabajo.

Adentrando un poco más en la parte teórica, se explicarán las dos clasificaciones que existen de la sordoceguera: dependiendo de cuándo y en qué orden son adquiridos los déficits tanto auditivos como visuales; y la que es utilizada para saber cuál es el tipo de desarrollo psicopedagógico ha de llevar la persona.

En cuanto al primero nos encontramos con dos grandes tipos: aquellas personas que adquieren la sordoceguera en el útero materno o antes de desarrollar el lenguaje, entre otras causas. Esta sería la sordoceguera congénita. El otro gran grupo es la sordoceguera adquirida, la cual se subdivide en tres grupos: aquellas personas que tienen una deficiencia auditiva congénita y adquieren una pérdida de visión durante su vida, las que tienen una deficiencia visual congénita y adquieren una pérdida de audición a lo largo de su vida, y aquellas personas que nacen sin ninguna deficiencia pero que adquieren una tanto visual como auditiva durante su vida.

De todos estos tipos de sordoceguera se explicarán cuáles son los métodos de comunicación que más utilizan, así como las causas principales que los provocan.

Por otro lado, nos encontramos la clasificación por la cual se sabe el tipo de desarrollo psicopedagógico que la persona sordociega es recomendable que lleve. Existen tres tipos: de nivel bajo de funcionamiento, de nivel medio y de nivel alto, siendo este último el que más independencia tiene y el nivel bajo los más dependientes.

Sobre la comunicación de las personas sordociegas, la exposición se centrará, así como el marco teórico, en las vías de comunicación más utilizadas, pudiendo clasificarlas en cuatro: sistemas alfabéticos (sistema dactilológico y sistema de trazado de letras), sistemas alfabéticos o no signados (lengua de signos manuales y lengua de signos con sus diferentes derivaciones), sistemas basados en la lengua oral (lengua oral adaptada y lectura labial), y sistemas basados en códigos de escritura (en caracteres ordinarios en papel, a través de medios técnicos y escritura en braille).

Además, existen tablillas y tarjetas que ayudaran en la comunicación con personas que no conozcan los métodos

anteriormente mencionados.

Esta exposición se realizará en forma de diapositivas, para así poder enseñar fotos y ejemplos claros sobre los distintos tipos de comunicación.

Además, tras hablar sobre cómo se realiza la marcha con una persona sordociega, se realizará un ejercicio práctico por parejas en las que una de las personas será el guía y la otra, con una venda en los ojos y en silencio, ejercerá de persona guiada. Después se cambiarán de rol. De esta forma experimentarán qué se siente y cómo se puede realizar una mejor guía con una persona sordociega.

Tras la ejecución del ejercicio práctico, se comentarán las sensaciones que han sentido durante el mismo, así como se realizará una ronda de dudas y debate sobre lo cursado en el primer día.

Para terminar, se realizará un test final para poder así objetivar los conocimientos adquiridos durante la primera sesión.

Sesión 2. “Manos que son ojos y oídos”

La segunda sesión se dividirá en dos partes: la primera será una exposición que impartirá una persona sordociega, la cual vendrá acompañada por un guía-intérprete, y quienes contarán experiencias tanto de conocidos como propias, así como las dificultades encontradas a la hora del entendimiento con los profesionales en el ámbito sanitario.

Esta sesión será mayoritariamente participativa, pues los asistentes podrán hacer preguntas e interactuar con los invitados.

Igual de interactiva será la segunda parte, que constará de un caso clínico expuesto en el cual tendrán que debatir y aplicar lo aprendido en la primera sesión.

En esta parte también contaremos con la participación de los dos invitados, quienes podrán interactuar y dar sus puntos de vista y diferentes formas de resolución de los problemas encontrados en el caso clínico.

El objetivo principal de esta sesión es la aplicación práctica de los conocimientos adquiridos en la primera sesión.

Tras la exposición del caso clínico y el debate realizado sobre él, se abrirá un espacio de tiempo para todo tipo de dudas y comentarios, así como para una breve exposición de cada asistente sobre ideas propias de cómo podría mejorar la comunicación del personal sanitario con aquellos pacientes que tengan una barrera en la comunicación como es la sordoceguera.

Sesión 3. “Seguir comunicados”

El objetivo principal de esta sesión será la explicación y exposición del método creado para seguir compartiendo experiencias tras el curso.

Este método es la creación de un blog, una página de Facebook y una cuenta de Twitter donde se podrán escribir y mandar las situaciones que viven con personas sordociegas, los problemas encontrados y cómo lo han sabido solucionar.

De esta forma se seguirá aprendiendo una vez el curso haya finalizado, y se podrán dar trucos y claves entre todos para las futuras situaciones que se puedan llegar a vivir.

Tras la explicación de estos medios informáticos, se

procederá a un espacio de diálogo abierto en el que se resolverán dudas y donde todos los participantes podrán dar su opinión sobre el curso, así como consejos para mejorarlo.

Al cabo de un año, y con los datos recogidos para la inscripción, nos pondremos en contacto tanto con ellos como con los pacientes sordociegos que hayan atendido, para así conocer el grado de satisfacción y de utilidad del curso para ambas partes, dando conocer a la otra parte cuáles han sido sus impresiones tras un año del curso.

CONCLUSIONES

Tras la búsqueda bibliográfica realizada, se comprueba los pocos estudios y artículos que existen sobre la sordoceguera, una discapacidad que no está presente en la profesión de enfermería, pero que no por ello es menos importante.

El objetivo principal de este proyecto es concienciar al personal sanitario sobre la importancia de conocer vías alternativas de comunicación, ya no solo en la teoría sino en la práctica también, intentando sentir lo que es, por ejemplo, tener que desplazarnos sin sentido de vista ni oído.

No debemos olvidar nunca que tratamos con personas que tienen sentimientos y emociones, y que aunque ellas no puedan transmitirlos como nosotros hacemos, hay que encontrar un método alternativo por el cual le podamos comunicar toda la información y vivencias que suceden a su alrededor, haciéndoles partícipes de lo que les rodea e integrándoles en su entorno, teniendo siempre en cuenta ya no solo a nuestro paciente sino también a las personas más cercanas a él como pueden ser su familia y amigos.

REFERENCES

- [1] Personas sordociegas: definición [Internet]. (Citado 18 de abril de 2017). Disponible en:
<http://www.asocide.org/personas-sordociegas/definicion/> ASOCIDE
- [2] Excelentísima Diputación Provincial de Zaragoza. Sordoceguera: manual de referencia para servicios sociales, sanitarios y educativos. Barcelona (2009); (p. 15)
- [3] Excelentísima Diputación Provincial de Zaragoza. Sordoceguera: manual de referencia para servicios sociales, sanitarios y educativos. Barcelona (2009); (pp. 20-21)
- [4] Intérprete y Guía-Intérprete [Internet] Centro de intérpretes de Lengua de Signos Española y Guías-Intérpretes de Castilla y León (Citado el 18 de abril de 2017) Disponible en:
<http://cilsecyl.org/interprete-y-guia-interprete/>
- [5] Dorado, M.G. (2004). La guía-interpretación con personas sordociegas. En Cooperación y diálogo. (pp. 150-155). ONCE
- [6] Reyes, D. Á. Capítulo 3 La sordoceguera: una discapacidad singular. En La sordoceguera: un análisis multidisciplinar (pp. 135-191). ONCE.
- [7] Grupo I. Personas con Sordoceguera Congénita [Internet] (Citado 18 de abril 2017) Disponible en:
[http://www.once.es/new/servicios-especializados-](http://www.once.es/new/servicios-especializados-en-discapacidad-visual/sordoceguera/descripcion-de-las-caracteristicas-de-la-poblacion/grupo-i-personas-con-sordoceguera-congenita)

- [en-discapacidad-visual/sordoceguera/descripcion-de-las-caracteristicas-de-la-poblacion/grupo-i-personas-con-sordoceguera-congenita](http://www.once.es/new/servicios-especializados-en-discapacidad-visual/sordoceguera/descripcion-de-las-caracteristicas-de-la-poblacion/grupo-i-personas-con-sordoceguera-congenita) ONCE
- [8] Grupo II. Personas con Sordoceguera Adquirida [Internet] (Citado 18 de abril 2017) Disponible en:
<http://www.once.es/new/servicios-especializados-en-discapacidad-visual/sordoceguera/descripcion-de-las-caracteristicas-de-la-poblacion/grupo-ii/grupo-ii-personas-con-sordoceguera-adquirida> ONCE
- [9] Personas sordociegas con deficiencia auditiva congénita y una pérdida de visión adquirida durante el transcurso de la vida [Internet] (Citado 18 de abril 2017) Disponible en:
<http://www.once.es/new/servicios-especializados-en-discapacidad-visual/sordoceguera/descripcion-de-las-caracteristicas-de-la-poblacion/grupo-ii/personas-sordociegas-con-deficiencia-auditiva> ONCE
- [10] El Síndrome de Usher. [Internet] (Citado 18 de abril 2017) Disponible en:
<http://www.apascide.org/index.php/sordoceguera/causas/sindrome-usher?showall=1> APASCIDE
- [11] Personas sordociegas con una deficiencia visual congénita y una pérdida de audición adquirida durante el transcurso de la vida [Internet] (Citado 18 de abril 2017) Disponible en:
<http://www.once.es/new/servicios-especializados-en-discapacidad-visual/sordoceguera/descripcion-de-las-caracteristicas-de-la-poblacion/grupo-ii/personas-sordociegas-con-una-deficiencia-visual> ONCE
- [12] Personas nacidas sin deficiencias visuales ni auditivas y que sufren una pérdida de audición y de visión durante el transcurso de la vida [Internet] (Citado 18 de abril 2017) Disponible en:
<http://www.once.es/new/servicios-especializados-en-discapacidad-visual/sordoceguera/descripcion-de-las-caracteristicas-de-la-poblacion/grupo-ii/personas-nacidas-sin-deficiencias-visuales-ni> ONCE
- [13] Las personas sordociegas [Internet] (Citado 18 de abril 2017) Disponible en:
<http://www.asocide.org/personas-sordociegas/las-personas-sordociegas/> ASOCIDE
- [14] "Plan de educación para la salud en la atención de pacientes con sordoceguera". Trabajo final de grado. Universidad Francisco de vitoria. Irene Garcia Encabo.

Propuesta de valoración clínica para sistema inteligente de prevención de úlceras por presión incorporado a la silla de ruedas

Angel Gil-Agudo¹, Antonio J del Ama¹, Manuel Bayón-Calatayud², Ignacio Bermejo³, Vicente-Lozano-Berrio¹

Resumen—Se presenta un sistema de sedestación que previene la aparición de las úlceras por presión (UPP). Se basa en la monitorización continua del riesgo de aparición de una UPP mediante la medición de la distribución de las presiones de apoyo gracias a unos sensores que registran ese dato además de la viabilidad de los tejidos por medio del registro de la bioimpedancia de los tejidos. Cuando se alcanzan valores elevados en uno de estas mediciones, el sistema aporta de forma automática distintas estrategias para que disminuya ese riesgo. La respuesta puede ser modificando los parámetros de la posición de sedestación de la silla de ruedas electrónica (angulación del respaldo, cambios en la basculación), o bien cambiando la presión de inflado del cojín de aire que lleva el dispositivo, o bien enviando estímulos eléctricos que facilitan la contracción de los músculos que están en la zona de apoyo. Una vez desarrollado el sistema, se plantea un ensayo clínico para evaluar la eficacia del sistema en prevención de UPP.

I. INTRODUCCIÓN

Alrededor de 5 millones de usuarios de sillas de ruedas están en riesgo de desarrollar una úlcera por presión (UPP), especialmente en el caso de las personas con tetraplegia secundaria a una lesión medular puesto que no disponen de mecanismos naturales de prevención. La falta de movilidad, de sensibilidad reducen la viabilidad tisular y la alteración del sistema nervioso autónomo compromete no sólo la situación basal tisular sino también a la respuesta ante determinados estímulos.

La presencia de una UPP afecta negativamente a la salud de la persona y precisa para su reparación, en ocasiones, intervenciones quirúrgicas y en cualquier caso, largos períodos de recuperación y convalecencia. Constituye una

amenaza continua debido a las infecciones asociadas y limita enormemente la inclusión social de las personas que la sufren con el impacto negativo en la calidad de vida. Se estima que el coste de su tratamiento puede alcanzar los 20 millones de euros anuales en USA.

A pesar de todos los esfuerzos terapéuticos no existen soluciones efectivas a la hora de aliviar el incremento de presiones y de mantener la viabilidad de los tejidos que sufren este aumento de presión durante la sedestación.

II. OBJETIVO

Se pretende presentar la sistemática de valoración clínica de un sistema portátil y no invasivo que permita valorar el estado del tejido en la zona de los muslos que rodea las tuberosidades isquiáticas para detectar con suficiente tiempo el riesgo de desarrollar una úlcera y prevenirla. El sistema va dirigido a personas con daño medular que utilizan una silla de ruedas eléctrica y que presentan un severo compromiso de su movilidad.

El sistema de medida está compuesto de sensores de temperatura, humedad, presión y saturación de oxígeno en sangre, para poder conocer el estado del tejido que está en contacto con la silla de ruedas (Fig.1).

Para ello además del sistema de medida, se utilizan distintos sistemas para la prevención de úlceras como cojines dinámicos, sistemas de inclinación de la silla de ruedas y estimulación eléctrica funcional.

Este proyecto está financiado por una iniciativa de la Unión Europea corresponsable al proyecto Live-Rest liderado por la empresa Qimova.

¹. Angel Gil-Agudo: Unidad de Neurorrehabilitación, Biomecánica y Función Sensitivo-Motora. Hospital Nacional de Paraplégicos-SESCAM. Unidad asociada al CSIC. España. amgila@sescam.jccm.es

¹. Antonio J del Ama: Unidad de Neurorrehabilitación, Biomecánica y Función Sensitivo-Motora. Hospital Nacional de Paraplégicos-SESCAM. Unidad asociada al CSIC. España

¹. Vicente Lozano Berrio: Unidad de Neurorrehabilitación, Biomecánica y Función Sensitivo-Motora. Hospital Nacional de Paraplégicos-SESCAM. Unidad asociada al CSIC. España

². Manuel bayón Calatayud: Servicio de Rehabilitación y Medicina Física. Complejo Hospitalario de Toledo. SESCAM. España.

³. Ignacio Bermejo. Instituto de Biomecánica de Valencia. España.



Fig.1. Sistema inteligente de prevención de UPPs incorporado a la silla de ruedas electrónica. El sistema permite la monitorización continua de la presión de apoyo, la temperatura y la bioimpedancia.

III. METODOLOGÍA

A lo largo del proyecto participarán varios grupos de usuarios: personas con lesión en la médula espinal en diferentes momentos evolutivos de su enfermedad. Todos los sujetos participarán de manera voluntaria tras cumplimentar el documento de consentimiento informado y ser escogidos según los siguientes criterios:

Criterios de inclusión de pacientes:

Personas con lesión en la médula espinal con nivel de lesión C4-C6 ASIA A-B con incapacidad para mover los miembros inferiores y suficiente capacidad para controlar una silla de ruedas eléctrica. También han de estar libre de limitaciones cognitivas que le impidan comprender instrucciones, edad entre 16 y 75 años, han de tolerar al menos 4 horas de sedestación y han de dar su consentimiento informado. No pueden tener problemas visuales ni marcapasos.

Está prevista la realización de la evaluación clínica en 2 fases:

En una primera fase con 10 pacientes en fase subaguda se verificará el correcto funcionamiento del dispositivo que durará 3 meses y en una segunda fase que durará 9 meses se valorarán 20 pacientes tanto subagudos como en fase crónica. Está previsto extender la evaluación no sólo al entorno hospitalario sino también al domicilio del paciente.

Las variables que se analizarán serán las clínico-demográficas, las obtenidas de diferentes escalas (SCIM, QUEST, etc), las variables relacionadas con la presión, humedad del paciente y el grado de satisfacción del usuario.

IV. CONCLUSIÓN

Se presenta un sistema inteligente de sedestación diseñado para evitar la aparición de una UPP gracias a la monitorización continua de la presión de apoyo en sedestación y de la bioimpedancia. La detección de valores que superan el umbral de riesgo desencadena de forma automática distintas estrategias compensadoras como es el cambio de los parámetros de sedestación de la silla electrónica, la presión de inflado del cojín de aire y la electroestimulación de los músculos de la zona de apoyo. Una vez concluido el desarrollo, se plantea una experiencia clínica con pacientes para evaluar su eficacia.

AGRADECIMIENTOS

Este proyecto está financiado por una iniciativa de la Unión Europea correspondiente al proyecto Live-Rest liderado por la empresa Qimova.

REFERENCIAS

[1]- Ortega, E. y Sanz de la Tajada, L.A. (1990): "El Estudio de la Imagen", en Ortega, E. Manual de Investigación Comercial, Pirámide, Madrid, pp. 678-705.

[2]- Sleeswijk Visser, F., Stappers, P.J., van der Lugt, R., Sanders (2005). "An explanation of the method.

Contextmapping: Experiences from practice". CoDesign, 1(2),119-149.

[3]- J. Laparra-Hernández et al., "EMG and GSR signals for evaluating user's perception of different types of ceramic flooring," International Journal of Industrial Ergonomics 39, no. 2 (2009): 326-332

SATISFACCION Y MOVILIDAD DE PACIENTES PROTETIZADOS AMPUTADOS DE MIEMBRO INFERIOR

Autores: Silvana Mercante, Raúl Rojas, Silvia Diaz.

Resumen. El objetivo principal de este estudio es conocer la satisfacción y la movilidad de los pacientes amputados de miembro inferior equipados con prótesis en el Taller del Servicio de Rehabilitación del Hospital J N Lencinas. Como objetivos secundarios nos planteamos intentar establecer correlaciones entre satisfacción y movilidad, ente las diferentes escalas y algunas variables demográficas y clínicas. Se obtuvo como resultado que el nivel medio de movilidad de los pacientes protetizados en nuestro taller puede considerarse bueno, aunque levemente por debajo del nivel considerado satisfactorio, y el nivel de satisfacción de los pacientes con el dispositivo fue bueno y con el servicio recibido muy bueno.

Introducción:

Los estudios en los que se evalúa el éxito funcional conseguido en los pacientes protetizados de miembro inferior son escasos.

Mediante la utilización de las medidas de resultado apropiada se puede tener una idea general de la salud de sus pacientes, mejorar el rendimiento protésico y la satisfacción y reducir los costos secundarios del cuidado de la salud.

La satisfacción en relación a la salud no tiene una definición clara, pero se puede definir como como una actitud acerca de un servicio, producto, una provisión de servicio o un estado individual de salud, acorde a las expectativas, deseos o necesidades. Se ha descrito en la literatura un instrumento que evalúa la satisfacción de los pacientes que emplean tecnología de asistencia, el QUEST versión 2.0.

En cuanto a movilidad, si bien en la literatura no se encuentra evidencia de consenso respecto a cuales son las herramientas más adecuadas para valorar la movilidad del paciente amputado de miembro inferior, contamos con una escala no específica como la Escala de Houghton y para valorar marcha, los más utilizadas son los test de marcha de 2 y 6 minutos, que evalúan distancia recorrida

El objetivo principal de este estudio es conocer la satisfacción y la movilidad de los pacientes amputados de miembro inferior equipados con prótesis en el Taller del Servicio de Rehabilitación del Hospital J N Lencinas. Como objetivos secundarios nos planteamos intentar establecer correlaciones entre satisfacción y movilidad, ente las diferentes escalas y algunas variables demográficas y clínicas.

Material y Métodos:

Es un estudio observacional, descriptivo y transversal. Los pacientes amputados equipados con prótesis en el taller de Ortesis y Prótesis del Servicio de Rehabilitación desde el inicio de su funcionamiento (enero de 2017) a julio del 2018, fueron reclutados a partir de la base de datos de nuestro Servicio. Se incluyeron aquellos que cumplían con

los criterios de inclusión y deseaban participar del estudio. Fueron contactados telefónicamente, citados y evaluados.

Se consideraron criterios de inclusión: Pacientes con amputación de miembro inferior que estén utilizando la prótesis, edad mayor a 18 años, niveles de amputación transfemoral y transtibial, tiempo de protetización superior a los 3 meses, aceptación a participar en el estudio mediante consentimiento informado. Fueron excluidos pacientes con: Limitaciones cognitivas, Amputaciones múltiples.

Se confeccionó un Formulario donde se registraron las variables del estudio.

-Cuestionario de Quebec(Quest 2.0): Es un cuestionario autoadministrado que consta de dos subescalas.

- La escala de Houghton: Es un sencillo cuestionario de 4 apartados, en el que se valora el porcentaje de deambulación que realiza el paciente con la prótesis, el tipo de deambulación

-Prueba de la caminata de los 2 minutos (por sus siglas en inglés MWT): La 2MWT evalúa la capacidad funcional mientras el individuo camina por dos minutos sobre una superficie dura y plana.

El estudio fue valorado y aprobado por el Comité de Docencia e Investigación del Hospital.

Análisis estadístico:

Las variables cualitativas se expresan como frecuencia y porcentajes o proporciones, con sus respectivos Intervalos de Confianza 95%, (IC95%). Para su análisis se utilizó Chi cuadrado, (χ^2) o test exacto de Fisher.

Las variables cuantitativas se expresan como medias \pm desvío estándar (DS). Su distribución fue examinada mediante test de Kolmogorov-Smirnov.

Para su análisis se utilizó U de Mann-Withney para muestras independientes.

Se consideró significativa estadísticamente $p \leq 0,05$.

Se utilizó Statistical Package for Social Sciences, SPSS v. 24 (Chicago Ill.)

Resultados

De un total de 25 pacientes con amputación de miembro inferior equipados en el Taller del servicio cumplieron con los criterios de inclusión 15 pacientes.

Las características demográficas así como las relacionadas a la amputación se encuentran en la Tabla 1.

Tabla 1. Datos demográficos y antecedentes de la muestra

	n = 15	Promedio	DS
Edad (años)		49,5	10,2
Tiempo desde la amputación (meses)		76,1	86,3
Tiempo desde la protetización (meses)		10,07	6,0
Tiempo de uso diario de prótesis (horas)		9,1	6,19
Genero M (%)		12 (80,0%)	
Nivel de Amputación	Transtibial n(%)	7 (46,7%)	
	Transfemorales n(%)	8 (53,3%)	
	Vascular n(%)	7 (46,7%)	
Causa de la Amputación	Traumática n(%)	6 (40,0%)	
	Tumoral n(%)	2 (13,3%)	

En el gráfico 1 se muestra la distribución de la población estudiada de acuerdo al nivel de amputación.



El nivel de amputación fue del 47% para los transtibiales y del 53% para los transfemorales.

La tabla 2 resume los resultados estadísticos de los test de Houghton, Quest y marcha de 2 minutos para el total de la población.

Tabla 2. Resultados de Test de Houghton, Quest y Marcha 2 minutos

	Media	DE	Mínimo	Máximo
Test de Houghton	8	3,07	3	12
Test de marcha 2 min. (mts)	86,3	41,8	20	163,5
Test de Quest total	4,25	0,41	3,6	5
Sub escala Aparato	3,92	0,64	2,8	5
Sub escala Servicio	4,58	0,43	3,8	5

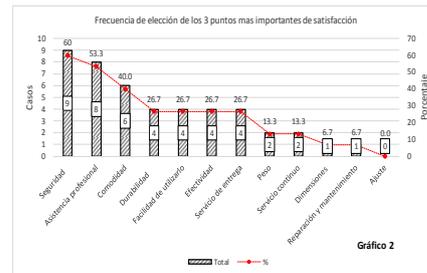
El nivel de satisfacción de los pacientes, tanto con su dispositivo protésico, así como con el servicio fue evaluado mediante la Encuesta de Québec.

La tabla 3 muestra la mediana y los percentiles 25 – 75 para cada uno de los ítems que componen dicha escala.

Item evaluado	Mediana	Percentil ₂₅	Percentil ₇₅
Las dimensiones (talla, ancho, largo) de su aparato?	4,00	2,50	5,00
El peso de su aparato?	4,00	3,25	4,00
La facilidad para ajustar (graduar, asegurar) las partes de su aparato?	4,00	3,00	4,00
La seguridad y la posibilidad de que no le haga daño el aparato?	4,00	3,25	4,75
La durabilidad (duración y resistencia al uso) del aparato?	4,00	4,00	4,75
La facilidad para usar (tenerlo puesto) el aparato?	4,00	2,50	4,75
La comodidad del aparato?	4,00	2,25	4,00
La efectividad del aparato para resolver el problema para el cual usted lo usa?	4,50	4,00	5,00
El proceso de entrega (procedimiento, cantidad de tiempo que tomó para recibir su aparato?)	4,50	3,25	5,00
La reparación y el mantenimiento dado a su aparato?	4,50	4,00	5,00
La calidad de los servicios profesionales (información, atención) que usted recibió para utilizar su aparato?	5,00	4,25	5,00
El servicio de seguimiento (servicio de soporte permanente) que usted recibió para su aparato?	5,00	4,25	5,00
Cual es su nivel de satisfacción en general con el aparato?	4,00	3,25	5,00
Cual es su nivel de satisfacción en con los servicios prestados para su aparato?	5,00	4,00	5,00

Puede observarse que la mediana mas alta corresponde a los ítems relacionados con el servicio brindado al paciente en relación a su dispositivo.

Los 3 ítems más importantes para el paciente fueron, como se observa en el gráfico 3, la seguridad, la comodidad y la asistencia profesional.



En la tabla 4 se observa que no hubo diferencia en cuanto al nivel de satisfacción, (Québec), o medidas de movilidad, (Houghton, marcha 2 minutos) analizando los pacientes de acuerdo al nivel de amputación.

Tabla4. Comparación de variables evaluadas según el nivel de amputación

Variable	Transfemorales n = 8		Transtibiales n = 7		p
	Media	DE	Media	DE	
Edad (años)	45,6	9,8	54,0	9,3	0,018
Tiempo desde la amputación (meses)	98,6	93,1	50,3	76,2	NS
Tiempo de protetización (meses)	11,5	5,6	8,4	6,5	NS
Tiempo de uso diario (horas)	7,2	6,8	11,4	5,0	NS
Test de Houghton	7,0	3,7	9,1	1,8	NS
Test de marcha (mts)	70,6	39,2	104,2	39,8	NS
Quest sub escala dispositivo	3,7	0,7	4,2	0,5	NS
Quest sub escala servicio	4,6	0,4	4,6	0,6	NS
Quest Promedio	4,1	0,4	4,4	0,4	NS

En análisis bivariado se evaluó la existencia de correlaciones entre edad, tiempo desde amputación, tiempo de protetización, tiempo de uso diario, test de Houghton, Quebec y test de marcha. Las correlaciones significativas junto con los coeficientes se muestran en la tabla 5.

Tabla5. Correlaciones

			Coef. Correlación	P
Tiempo de uso diario	vs	Test de Houghton	0.802	0.000
Tiempo de uso diario	vs	Test de marcha	0.681	0.005
Test de Houghton	vs	Test de marcha	0.691	0.004

Como puede verse, existe una fuerte correlación entre el tiempo de uso diario de la prótesis y el grado de movilidad de los pacientes (Houghton), así como entre el tiempo de uso diario y test de marcha, y Houghton y el test de marcha de 2 minutos.

No se encontró ninguna correlación entre el tiempo de uso diario, test de marcha o test de Houghton con el nivel de satisfacción del paciente, evaluado por test de Quebec, en ninguna de las dos dimensiones, dispositivo o servicio.

Al considerar los dos grupos de pacientes con Test de Houghton mayor o igual a 9, y menor de 9, pudieron observarse diferencias en cuanto al nivel de satisfacción medido por escala de Quebec, tabla 6.

Tabla 6. Niveles de satisfacción alcanzados (Quebec) según nivel de rehabilitación (Houghton)

	Satisfacción con Dispositivo		Satisfacción con Servicio		p
	Media ± DE	Media ± DE	Media ± DE	Media ± DE	
Población total (n = 15)	4,2 ± 0,7	4,7 ± 0,45	4,7 ± 0,45	4,7 ± 0,45	0.043
Pacientes Houghton < 9 (n = 7)	3,8 ± 0,6	4,6 ± 0,4	4,6 ± 0,4	4,6 ± 0,4	0.027
Pacientes Houghton ≥ 9 (n = 8)	4,01 ± 0,6	4,5 ± 0,4	4,5 ± 0,4	4,5 ± 0,4	NS

Como se observa el nivel de satisfacción es significativamente menor con respecto al dispositivo entre los pacientes que no alcanzan un nivel satisfactorio de movilidad.

Discusión:

Las variables demográficas obtenidas, con respecto a la edad, media de 45 años TF y 54 TT, comparados con otros estudios, es baja. Moreno-López y col. encontraron edad media para TF 67,5 años y TT 58 años. Se puede observar que el promedio de edad en años es de 49,5, DS 10,2 y rango de 34 a 64 años, con un claro predominio del género masculino (80%).

La media baja de edad, creemos puede deberse a que son pacientes de bajo recursos económicos, sin cobertura social en condiciones de vulnerabilidad y riesgo social, que acceden en forma deficitaria a los servicios de salud, sobre todo a aquellos que tienen que ver con la Atención Primaria sobre el control de factores de riesgo cardiovasculares, como son la Diabetes y Tabaquismo, teniendo en cuenta que la primera causa de amputación en este grupo de pacientes es la vascular(46,7%). Por otro lado el 40% de los pacientes tienen causa traumática, afectando en general a grupos poblacionales jóvenes, relacionados a los accidentes laborales y de tránsito.

Si bien, el sexo, no ha mostrado relación con el resultado funcional en estudios previos, tuvimos un claro predominio del género masculino(80%).

En cuanto al tiempo desde la amputación en meses fue en promedio 76,1, DS 86,3 y tiempo desde la protetización, fueron 10,7 promedio y DE 6, rango de 3 a 17 meses. El rango elevado de tiempo desde la amputación, es debido a que al ser éste el Primer taller estatal a nivel provincial, recibimos pacientes que llevaban años esperando el acceso a la prótesis. El tiempo desde la protetización, es de hasta 17 meses, que es el tiempo que lleva funcionando el taller.

El tiempo de uso diario fue de 9,1 horas promedio, DS 6,19. Rango 1,5 a 16 hs. Más del 50% de los pacientes la utiliza por encima de 10 hs por día. Observamos que la media es similar a la obtenida en otros estudios

En cuanto a los resultados obtenidos de las variables estudiadas en la Tabla 2, de la Escala de Houghton, se obtuvo una media de 8. Si bien, se considera una rehabilitación satisfactoria a partir de valor de 9, creemos que obtuvimos un valor inferior a éste debido a que incluimos pacientes con 3 meses de uso de la prótesis, en comparación con otros estudios que los incluyeron a partir de los 6 meses de protetización. También detectamos que algunos pacientes que utilizaban menos horas al día la prótesis, habían presentado problemas de adaptación y no habían asistido al taller. Creemos esto relacionado a la falta de un protocolo sistematizado de seguimiento post-protésico. Está descripta, la necesidad de seguimiento sobre el uso de productos de asistencia después del alta del tratamiento de rehabilitación. Las limitaciones en la efectividad de los dispositivos de asistencia y el acceso limitado a los servicios de seguimiento y las reparaciones son cuestiones que deben abordarse.

En cuanto al test de marcha de 2 minutos, la media en metros fue de 86,3 metros. Según un estudio los sujetos sanos caminan entre entre 80 y 100 metros por minuto, en otro estudio en amputados transtibiales encontraron que la distancia fue de 45 metros/minuto y transfemorales 36

metros/minuto. La media obtenida en nuestro estudio fue 43 metros/minuto, valores similares a los encontrados por otros autores.

Los datos obtenidos a través de la Encuesta de Québec, expresan un alto nivel de satisfacción en general, fundamentalmente en Servicios. Creemos que está relacionado a que el taller se encuentra dentro de un Servicio de Rehabilitación, donde se trabaja en equipo y en forma interdisciplinaria. También es de destacar la calidad de la relación profesional-paciente. Lina Magnusson y col, encontraron que los pacientes estaban bastante satisfechos con su dispositivo de asistencia y el servicio (media de 3.7 de 5 en QUEST). Los mismos autores observan que los ítems más importantes para el paciente, fueron la seguridad, la comodidad y la asistencia profesional. En estudios semejantes, fueron seguimiento, reparación-mantenimiento, y comodidad. Creemos que nuestros pacientes consideran más importante la asistencia profesional, que el seguimiento y reparación, tal vez por falta de información sobre la posibilidad de seguimiento postprotésico.

Cuando se correlacionaron las variables con el nivel de amputación, no se encontraron diferencias estadísticamente significativas. Si bien las amputaciones distales se asocian con mejores resultados, hay autores que no encontraron tal correlación. Si hubo diferencias estadísticamente significativas, en cuanto a la edad, en donde los TF tenían media más baja, creemos relacionado con el compromiso vascular temprano en población vulnerable.

Existe una fuerte correlación entre el tiempo de uso diario de la prótesis y el grado de movilidad de los pacientes(Houghton), así como entre el tiempo de uso diario y test de marcha, y Houghton y el test de marcha de 2 minutos. Es de esperar éstos resultados, en variables relacionadas con el uso y movilidad.

La falta de correlación de la satisfacción con movilidad, creemos tiene que ver con la percepción del paciente en cuanto a la asistencia recibida, trabajo en equipo, empatía y contención recibida.

Las limitaciones del estudio consideramos son la pequeña muestra de pacientes, la falta de una medición de variables de los pacientes en un tiempo determinado y preciso luego de la protetización, el alto rango de meses desde la amputación. También es de destacar que no hemos medido cuánto influyen sobre las variables, otros factores, como son los factores socioeconómicos y familiares.

Conclusiones:

El nivel medio de movilidad de los pacientes protetizados en nuestro taller se puede considerar bueno, aunque levemente por debajo del nivel considerado satisfactorio, y el nivel de satisfacción de los pacientes con el dispositivo fue bueno y con el servicio recibido muy bueno.

Este protocolo puede servir como base para futuras investigaciones, realizándolo en forma longitudinal y

prospectiva, y que sirva como indicador de procesos, midiendo eficiencia del taller de Ortesis y Prótesis.

Bibliografía

- 1- Donabedian, A. 1966. Evaluating the quality of medical care. *The Milbank Quarterly* 83 (4):691-729. Epub 2005/11/11.
- 2- Moreno-López J, et al. Utilización de la prótesis en amputados de miembro inferior. *Rehabilitación (Madr)*. 2017.
- 3- Vibhor Agrawal, PhD, ATP. 2013. OUTCOME MEASURES: AVENUES FOR OPTIMIZING PROSTHETIC PERFORMANCE. <https://opedge.com/Facilities>. October 2013.ç
- 4- Poljak-Guberina R, Zivkovic O, Muljagic A, et al. The amputees and quality of life. *Coll Antropol* 2005;29:603-609.
- 5- Fisher K, Hanspal RS, Marks L. Return to work after lower limb amputation. *Int J Rehabil Res* 2003;26:51-56.
- 6- Millstein S, Bain D, Hunter GA. A review of employment patterns of industrial amputees— factors influencing rehabilitation. *Prosthet Orthot Int* 1985;9:69-78.
- 7- Matsen SL, Malchow D, Matsen FA 3rd. Correlations with patients' perspectives of the result of lower-extremity amputation. *J Bone Joint Surg Am* 2000;82-A:1089-1095.
- 8- Sauter CN, Pezzin LE, Dillingham TR. Functional outcomes of persons who underwent dysvascular lower extremity amputations: Effect of postacute rehabilitation setting. *Am J Phys Med Rehabil* 2013;92:287-296.
- 9- Schaffalitzky E, Gallagher P, Maclachlan M, et al. Understanding the benefits of prosthetic prescription: Exploring the experiences of practitioners and lower limb prosthetic users. *Disabil Rehabil* 2011;33:1314-1323.
- 10- Matsen SL, Malchow D, Matsen FA 3rd. Correlations with patients' perspectives of the result of lower-extremity amputation. *J Bone Joint Surg Am* 2000;82-A:1089-1095.
- 11- Gallagher P, Maclachlan M. The Trinity Amputation and Prosthesis Experience Scales and quality of life in people with lower-limb amputation. *Arch Phys Med Rehabil* 2004;85:730-736.
- 12- Pezzin LE, Padalik SE, Dillingham TR. Effect of postacute rehabilitation setting on mental and emotional health among persons with dysvascular amputations. *PM R* 2013;5:583-590.
- 13- Chen MC, Lee SS, Hsieh YL, et al. Influencing factors of outcome after lower-limb amputation: A five-year review in a plastic surgical department. *Ann Plast Surg* 2008;61:314-318.
- 14- Pezzin LE, Dillingham TR, Mackenzie EJ, et al. Use and satisfaction with prosthetic limb devices and related services. *Arch Phys Med Rehabil* 2004;85:723-729.
- 15- Dillingham TR, Pezzin LE, MacKenzie EJ, et al. Use and satisfaction with prosthetic devices among persons with trauma-related amputations: A long-term outcome study. *Am J Phys Med Rehabil* 2001;80:563-571.
- 16- Camilo Andres Mora Barrera. Validacion de la Version en español de la evaluacion de Quebec de usuarios con Tecnologia de Asistencia (Quest 2.0) Facultad de Medicina Departamento de Medicina Fisica y Rehabilitacion Universidad Nacional de Colombia 2010 <http://bdigital.unal.edu.co/2507/1/597851.2010.pdf>.
- 17- Demers L, Weiss-Lambrou R, Ska B. Development of the Quebec User Evaluation of Satisfaction with assistive Technology QUEST). *Assistive Technology* 1996; 8: 3 ± 13.
- 18- Wessels RD. et al. Measuring effectiveness of and satisfaction with assistive devices from a user perspective *Technology and Disability* 16; 83– 90 2004.
- 19- C.B. Samitier, L. Guirao, E. Pleguezuelos, M.E. Pérez Mesquida, G. Reverón y M. Costea. Valoración de la movilidad en pacientes con amputación de miembro inferior. *Rehabilitación (Madr)*. 2011;45(1):61—66
- 20- Miller WC, Deathe AB, Speechley M. Lower extremity prosthetic mobility: a comparison of 3 self-report scales. *Arch Phys Med Rehabil* 2001;84:1432-40.
- 21- Dina Brooks, PhD, Janet Parsons, MSc, Judith P. Hunter, MSc, Michael Devlin, MD, FRCPC, Janice Walker, MSc The 2-Minute Walk Test as a Measure of Functional Improvement in Persons With Lower Limb Amputation *Arch Phys Med Rehabil* Vol 82, October 2001
- 22- Sansam K, Neumann V, O'Connor R, Bhakta B. Predicting walkingability following lower limb amputation: A systematic review ofthe literature. *J Rehabil Med*. 2009;41:593-603.
- 23- Magnusson L, Ramstrand N, Fransson EI, Ahlström G. Mobility and satisfaction with lower-limb prostheses and orthoses among users in Sierra Leone: a cross-sectional study. *J Rehabil Med* 2014; 46: 438–44623-
- 24- Sugawara AT, Ramos VD, Alfieri FM, Battistella LR. *Disabil Rehabil Assist Technol*. 2018 Jan 15:1-8.
- 25- Schoppen T, Boonstra A, Groothoff JW, de Vries J, Goeken LN, Eisma WH. Physical, mental, and social predictors of functional outcome in unilateral lower-limb amputees. *Arch Phys Med Rehabil*. 2003;84:803-11.

AGRADECIMIENTOS: Los autores agradecen a CYTAD por el apoyo en la realización de este estudio.

Efectos biomecánicos de la estimulación eléctrica funcional para marcha controlada por sensor inercial en personas con pie caído de origen neurológico central.

P. Barría, A. Terreros, A. Moris, A. Andrade, J M. Azorín

Resumen— El patrón de marcha de las personas con hemiparesia se caracteriza por su baja velocidad, patrón asimétrico de movimiento, disminución del largo de paso y la alteración cinemática de cadera, rodilla y tobillo. El pie caído es una alteración de la marcha que ocurre en la hemiparesia, que se caracteriza por la dificultad de realizar flexión dorsal de tobillo durante la fase de balanceo y respuesta a la carga del ciclo de marcha. El presente trabajo midió los efectos de la estimulación eléctrica funcional del músculo tibial anterior en la marcha controlada mediante una unidad de medida inercial en pacientes con hemiparesia y sus diferencias con la marcha libre. Los resultados demostraron mejoras en los parámetros temporo-espaciales de la marcha y en la cinemática articular de las variables abducción de cadera y dorsiflexión de tobillo durante la fase de balanceo del ciclo de marcha con estimulación eléctrica funcional.

I. INTRODUCCIÓN

LA hemiparesia es una pérdida parcial de la función motora de un lado del cuerpo, causada principalmente por el Accidente Cerebrovascular (ACV). Los déficits neurológicos mejoran típicamente en las primeras semanas después de la lesión debido a la plasticidad del cerebro que abarca todos los mecanismos posibles de reorganización neuronal. La comprensión de los mecanismos que promueven la recuperación es crucial para el diseño de terapias óptimas. Durante este proceso, la actividad motora y la retroalimentación sensorial son fundamentales [1]. Varios estudios han asociado elementos de estimulación aferente con cambios positivos en la actividad cerebral, incluyendo la repetición, actividades funcionales dirigidas a objetivos y el uso de estimulación eléctrica funcional (EEF) en el proceso de rehabilitación [2-6]. La EEF es un tratamiento para la parálisis asociada a lesiones del sistema nervioso central tales como el ACV, lesión medular y esclerosis múltiple. Involucra la aplicación de impulsos eléctricos por medio de electrodos localizados externamente, posicionados en la superficie de la piel, o mediante electrodos implantados quirúrgicamente. Los parámetros de configuración de la EEF tales como la frecuencia de estimulación, ancho del pulso, amplitud y forma de onda pueden ser modificados para maximizar su eficacia. La evidencia sugiere que la EEF reduce el deterioro motor en personas con hemiparesia y se utiliza para facilitar la contracción de músculos tales como los dorsiflexores para

prevenir el pie caído durante la marcha [7]. Los dispositivos de EEF han sido utilizados como una alternativa eficiente frente a los métodos convencionales o con el objetivo de promover un efecto terapéutico a largo plazo. Las personas elegibles para el tratamiento deben tener pie caído secundarios a una lesión de la neurona motora superior y ser capaces de caminar independientemente [8]. Los efectos fisiológicos asociados a la EEF incluyen el fortalecimiento muscular, inhibición de espasticidad, corrección de contracturas, aumento de amplitud de movimiento y facilitación del control motor [9]. El presente estudio tiene como objetivo evaluar los efectos biomecánicos de la EEF de marcha en personas con hemiparesia en comparación con la marcha en condición basal sin asistencia.

II. MATERIALES Y MÉTODOS

A. Participantes

El estudio incluyó a 5 personas con hemiparesia por secuela de ACV (4 hombres y 1 mujer) los cuales eran pacientes activos de la Corporación de Rehabilitación Club de Leones Cruz del Sur. Todos los sujetos cumplieron con criterios de selección establecidos de acuerdo con los lineamientos comunes de la EEF para el pie caído incluyendo aspectos clínicos, biomecánicos y medidas para garantizar la seguridad de los participantes.

B. Procedimientos

El presente estudio fue aprobado por el Comité de Investigación de la Corporación de Rehabilitación Club de Leones Cruz del Sur. Todos los sujetos firmaron el consentimiento informado antes de su participación. Se evaluó la marcha de cada usuario en estado basal (marcha sin asistencia) y con asistencia a través de EEF aplicado en el músculo tibial anterior. Para registrar el movimiento se usó un sistema de fotogrametría VICON® (Oxford Metrics, Oxford, UK) de 10 cámaras, en conjunto con 2 plataformas dinámicas (Bertec Co., Worthington, OH) y software dedicado para el procesamiento y análisis de movimiento (VICON® Nexus 2.5; Polygon 4.3.1). La evaluación fue realizada por el equipo de profesionales del Laboratorio de Análisis de Movimiento de la Corporación de Rehabilitación Club de Leones Cruz del Sur (Punta Arenas, Chile),

Los autores del presente trabajo agradecen a la Corporación de Rehabilitación Club de Leones Cruz del Sur de Chile y la Red Iberoamericana de Rehabilitación y Asistencia de Pacientes con Daño Neurológico mediante Exoesqueletos Robóticos de Bajo Coste (REASISTE) y por el apoyo en las actividades de investigación.

P. Barría, A. Terreros, A. Moris, A. Andrade, son investigadores en la Corporación de Rehabilitación Club de Leones Cruz del Sur, Punta Arenas, Chile

J M. Azorín, P. Barría son investigadores en la Universidad Miguel Hernández de Elche, Elche, España.

Email: pbarria@rehabilitamos.org

compuesto por 2 kinesiólogos, un ingeniero biomédico y un médico especialista en medicina física y rehabilitación. El procedimiento de evaluación se desarrolló de acuerdo con el modelo biomecánico *PluginGait*. Se registraron 10 trayectos de marcha en condición basal y 10 trayectos con EEF. Los trayectos fueron analizados y comparados para identificar las curvas de mayor consistencia intra-test. Las curvas de mayor consistencia fueron seleccionadas para análisis de parámetros temporo-espaciales y análisis cinemático.

El análisis de datos fue realizado mediante las herramientas de análisis estadístico de MS Excel, aplicando la prueba t-student para evaluar la significancia estadística de los cambios en condición basal y con EEF, para lo cual se consideró un nivel p menor a 0.05. Para el análisis cinemático, se calculó el Índice de Desviación de Marcha (IDM) para cuantificar las diferencias en la marcha en estado basal y con EEF y se estableció que un cambio de significativo corresponde a una modificación mayor o igual 10%. El IDM consiste en un indicador de normalidad de la marcha que sintetiza todas las variables del examen cinemático en un solo resultado general, indicando el porcentaje de normalidad global y por cada pierna con respecto a una referencia cinemática de individuos sin patología ni alteraciones de movilidad.

Para la estimulación del músculo tibial anterior se implementó un prototipo de EEF (*WalkFES, Biomedical Devices SpA, Chile*) de fabricación chilena (Figura 1). Los parámetros de estimulación utilizados en la marcha (simétrica bifásica, ancho de pulso de 300us, rampa de subida de 50ms, rampa de bajada 300ms y frecuencia de 40 hz) fueron idénticos todos los sujetos a excepción del parámetro intensidad de la corriente, el cual se configuró de manera individual hasta observar una contracción visible de los dorsiflexores de tobillo durante toda la fase de balanceo del ciclo de marcha. La instalación, configuración y posicionamiento de electrodos fue realizado por un kinesiólogo con experiencia en EEF.



Fig. 1. Estimulador eléctrico funcional para marcha WalkFES.

C. Descripción del Equipo

El estimulador eléctrico funcional utilizado fue el prototipo WalkFES, fabricado por la empresa *Biomedical Devices SpA, Chile*, el cual se compone de tres partes principales (Fig. 1):

TABLA I
VARIABLES DE LABORATORIO DE ANÁLISIS DE MOVIMIENTO

Variable	Basal		Marcha EEF	
	EIP*	EINP**	EIP*	EINP**
Velocidad	0.63 m/s	0.63 m/s	0.63 m/s	0.63 m/s
Cadencia	87.5	87.5	88.3	88.3
Largo zancada	0.86	0.86	89	89
% despegue	62	71	63	68
Largo paso	0.48	0.35	0.5	0.38
IMD	0.79	0.79	0.76	0.76

* Extremidad inferior parética

** Extremidad inferior no parética.

- Unidad estimuladora: Consiste en una caja rectangular con dimensiones $95 \times 50 \times 30 \text{ mm}$ y 100 gr de peso , la cual se adosa a la extremidad inferior del paciente mediante un sistema de fijación al tercio superior de la pierna con cintas de velcro elásticas.
- Interfaz de usuario remota: Consiste en una app para la plataforma Android, en donde los ajustes se realizan en un teléfono inteligente o tableta. La comunicación del dispositivo se realiza vía Bluetooth 4.1.
- Unidad de Medida Inercial: es un sensor de tipo inercial, que incorpora un giroscopio, acelerómetro y magnetómetro. El sensor se posiciona sobre el zapato del sujeto para detectar los pasos y el ciclo de la marcha, gatillando la estimulación durante la fase de balanceo.

El equipo proporciona al usuario una activación del musculo tibial anterior durante la marcha, provocando la flexión dorsal del tobillo. La unidad de estimulación entrega los pulsos de corriente de acuerdo con la posición detectada por el UMI. La versión comercial del dispositivo es capaz de estimular cualquiera de los grandes grupos musculares de las piernas (tibial anterior, peroneo largo, gastrocnemios y soleo, isquiotibial, cuádriceps y glúteos, 1 o 2 de forma independiente). El equipo utiliza un algoritmo *Iterative Learning Controller*, el que funciona en cada iteración de paso, ajustándose para que la cinemática se aproxime a la normalidad del pie.

III. RESULTADOS

Al finalizar la evaluación de marcha, se compararon los resultados en condición basal y en marcha con EEF para identificar los efectos del estimulador en los parámetros temporo-espaciales y en la cinemática articular de extremidades inferiores durante la marcha. La tabla I expone los resultados obtenidos al final del estudio. Se encontraron cambios positivos en los parámetros temporo-espaciales de todos los participantes, específicamente se encontró un aumento en el largo del paso ($p=0.12$ en extremidad parética; $p=0.12$ en extremidad no parética), largo de zancada ($p=0.09$), cadencia ($p=0.72$), tiempo de paso ($p=0.95$ en extremidad parética; $p=0.64$ en extremidad no parética) y tiempo de zancada ($p=0.43$) en la marcha con EEF en comparación con la condición basal. En relación con el porcentaje de despegue de pie, se encontró una disminución del porcentaje bilateralmente ($p=0.46$ en extremidad parética; $p=0.07$ en extremidad no parética) al comparar con

la condición basal, acercándose a los valores de normalidad (porcentaje de despegue normal = 60%). Estas mejoras no fueron estadísticamente significativas. No obstante, se encontró un incremento estadísticamente significativo en la velocidad de la marcha asistida con EEF ($p = 0.02$). Respecto al análisis cinemático, al comparar la condición basal con la marcha con EEF, no se encontraron cambios significativos en el IDM, obteniendo un valor promedio de 79% en condición basal y 76% en la marcha con EEF. Las variables cinemáticas de marcha que demostraron mayor acercamiento a las curvas de normalidad de referencia al usar el EEF fueron el plano sagital de tobillo de la extremidad parética, evidenciado por aumento de la dorsiflexión durante la fase de balanceo y el plano frontal la cadera bilateralmente, evidenciado por una disminución de la abducción durante la fase de balanceo. Al finalizar las sesiones de prueba no se registraron eventos negativos relacionados al uso del dispositivo. La figura 2 muestra las pruebas de marcha usando el EEF.

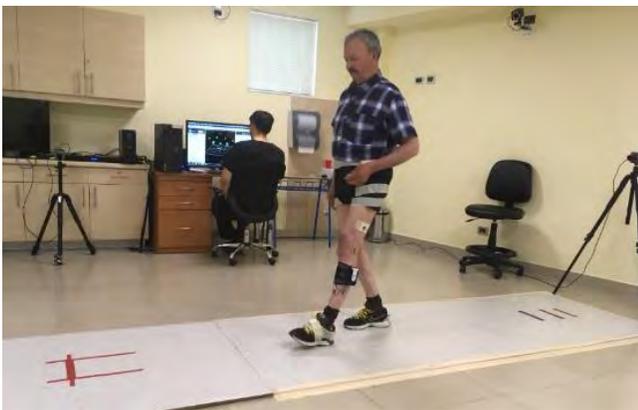


Fig. 2. Pruebas de marcha con el EEF evaluado mediante sistema de fotogrametría.

IV. DISCUSIÓN

El presente estudio tuvo como objetivo examinar los efectos de la EEF en el músculo tibial anterior en los parámetros temporo-espaciales y cinemática de la marcha en individuos con ACV. En este estudio encontramos cambios positivos estadísticamente significativos en la velocidad de la marcha los cuales pueden ser atribuidos al aumento en la longitud del paso, zancada y cadencia en la marcha asistida con EEF. La velocidad de la marcha es un importante indicador de la movilidad funcional global y ha demostrado ser una buena medición para evaluar la recuperación funcional de los pacientes posterior al ACV [10]. La evidencia disponible indica que el EEF se asocia a cambios positivos en la velocidad de la marcha [11-14]. Adicionalmente, se ha demostrado que el EEF puede generar cambios significativos tanto a nivel neuromuscular y biomecánico cuando se integra como herramienta de rehabilitación, logrando mantener sus efectos terapéuticos a largo plazo incluso cuando se encuentra inactivo [15-19]. La EEF tiene una serie de beneficios al ser utilizada como elemento de rehabilitación. Dentro de los principales, destaca la prevención de la atrofia muscular por desuso o denervación, junto con el aumento del trofismo muscular.

Otro de sus beneficios de la activación muscular a través de EEF es la mejora del retorno venoso, reduciendo el riesgo de trombosis venosa profunda. También facilita el reacondicionamiento cardiovascular a ser utilizada en conjunción con implementos de ejercicio estacionario, siendo los principales el cicloergómetro y la cinta caminadora. Los beneficios clínicos sobre el sistema cardiovascular con el uso de EEF pueden ser alcanzados al realizar programas de entrenamiento mínimo de 30 minutos al día, 3 a 5 veces por semana con una extensión que varía entre 4 y 12 semanas de tratamiento [20]. Existen distintos protocolos de entrenamiento, con tiempos de duración que varían entre 30 y 60 minutos por sesión. Dedijer y cols propone un protocolo de estimulación, inicialmente, con sesiones de 20 minutos al día durante la primera semana de entrenamiento, progresando a sesiones de hasta 30 a 40 minutos, durante 4 semanas, obteniendo incrementos en la velocidad de la marcha y mejoras en índices de independencia funcional en actividades de la vida diaria [21-22]. La EEF es un método de tratamiento aceptado para la paresia o parálisis después del ACV, así como para otros trastornos de la neurona motora superior. En general, la EEF se utiliza como una ayuda técnica para mejorar la flexión dorsal del pie durante la fase de balanceo de ciclo de la marcha por medio de la estimulación neuromuscular directa [23]. En nuestro estudio se encontraron mejoras en la cinemática articular de tobillo, con mayor dorsiflexión durante la fase de balanceo, lo cual concuerda con los resultados obtenidos en otros estudios [24]. Una de las aplicaciones de la EEF en el manejo del pie caído es su uso como órtesis. Tradicionalmente, en este aspecto se utiliza la OTP, un soporte de termoplástico ubicado en la pierna, tobillo y pie de la persona el cual sirve para mantener el tobillo en posición neutral. De esta manera, mejora la velocidad, estabilidad y simetría de la marcha y equilibrio estático, en individuos con alteraciones de la marcha. Sin embargo, posee la desventaja de limitar la movilidad articular del tobillo y disminuir la actividad de la musculatura, lo que genera una alteración en el equilibrio dinámico [25]. La estimulación eléctrica de la musculatura dorsiflexora de tobillo permite mantener la movilidad articular, además de evitar el arrastre del pie durante la fase de balanceo de la marcha, mejorando la calidad y simetría de la marcha [26]. Al comparar la efectividad del uso de OTP con el uso de EEF como órtesis, la literatura indica que no existen diferencias clínicamente significativas sobre la velocidad de la marcha a largo plazo. Por lo tanto, el uso de EEF como órtesis representa una alternativa viable y segura en pacientes con pie caído [27]. Sin embargo, se ha encontrado un efecto remanente sobre la habilidad para realizar dorsiflexión de tobillo posterior al uso de EEF, que no ha sido observado tras el uso de OTP, ocurriendo lo mismo con la velocidad de la marcha, lo que implicaría que el EEF posee un efecto superior en términos del entrenamiento de la musculatura al ser comparado con el uso de OTP para simplemente corregir la caída del pie durante la marcha [28].

V. CONCLUSIÓN

El presente estudio demostró que el uso de EEF en el músculo tibial anterior provoca mejoras funcionales de la

marcha, principalmente en la velocidad de marcha promedio. Es importante destacar que nuestro estudio tuvo un número limitado de participantes, reclutados de una única localización geográfica y no se estableció un grupo de control. Sin un grupo control no es posible afirmar totalmente que las ganancias fueron efecto de la implementación del dispositivo EEF. Sin embargo, a pesar de que las mejorías en los parámetros temporo-espaciales y cinemática podrían ser atribuidas a otras causas diferentes al uso del EEF, estudios anteriores mostraron que la estimulación eléctrica funcional combinada con los métodos terapéuticos convencionales presenta mejores resultados que las terapias convencionales por sí solas [29]. Futuros estudios deberían comprobar los efectos del uso de EEF como herramienta de rehabilitación en pacientes con ACV para identificar posibles cambios a largo plazo y nuevas estrategias para control tales como electromiografía o interfaz cerebro-máquina.

AGRADECIMIENTOS

Los autores del presente trabajo agradecen a la Corporación de Rehabilitación Club de Leones Cruz del Sur de Chile y la Red Iberoamericana de Rehabilitación y Asistencia de Pacientes con Daño Neurológico mediante Exoesqueletos Robóticos de Bajo Coste (REASISTE) y por el apoyo entregado en las actividades de investigación.

REFERENCIAS

[1] Rossini PM, Calautti C, Pauri F, Baron JC. Post-stroke plastic reorganization in the adult brain. *Lancet Neurol.* 2003;2:493–502.

[2] Nudo RJ, Wise BM, SiFuentes F, Milliken GW. Neural substrates for the effects of rehabilitative training on motor recovery after ischemic infarct. *Science.* 1996;272:1791–1794.

[3] Jones EG. Cortical and subcortical contributions to activity-dependent plasticity in primate somatosensory cortex. *Annu Rev Neurosci.* 2000; 23:1–37.

[4] Pomeroy VM, King L, Pollock A, Baily-Hallam A, Langhorne P. Electrostimulation for promoting recovery of movement or functional ability after stroke. *Cochrane Database Syst Rev.* 2006;2:CD003241.

[5] Kimberley TJ, Lewis SM, Auerbach EJ, Dorsey LL, Lojovich JM, Carey JR. Electrical stimulation driving functional improvements and cortical changes in subjects with stroke. *Exp Brain Res.* 2004;154:450–460.

[6] Popovic' DB, Sinkaer T, Popovic' MB. Electrical stimulation as a means for achieving recovery of function in stroke patients. *Neuro Rehabil.* 2009;25:45–58.

[7] Chae J, Sheffler L, Knutson J. Neuromuscular electrical stimulation for motor restoration in hemiplegia. *Top Stroke Rehabil.* 2008;15:412–426.

[8] Taylor, P., Humphreys, L., & Swain, I. (2013). The long-term cost-effectiveness of the use of functional electrical stimulation for the correction of dropped foot due to upper motor neuron lesion. *Journal of rehabilitation medicine,* 45(2), 154-160.

[9] Wong AM, Su TY, Tang FT, Cheng PT, Liaw MY. Clinical trial of electrical acupuncture of hemiplegic stroke patients. *Am J Phys Med Rehabil.* 1999;78:117-122.

[10] Harris JE, Eng JJ, Marigold DS, y cols. Relationship of balance and mobility to fall incidence in people with chronic stroke. *Phys Ther.* 2005;85:150–8.

[11] 1. Burridge J, Taylor P, Hagan S, Wood D & Swain I. The effects of common peroneal nerve stimulation on the effort and speed of walking: a randomized controlled clinical trial with chronic hemiplegic patients. *Clin Rehab* 1997;11:201-10.

[12] Morone G, Fusco A, Di Capua P, Coiro P, Pratesi L. Walking Training with Foot Drop Stimulator Controlled by a Tilt Sensor to Improve Walking Outcomes: A Randomized Controlled Pilot Study in Patients

with Stroke in Subacute Phase. *Stroke Res Treat* Volume 2012, Article ID 523564, 5 pages.

[13] Wilkinson IA, Burridge J, Strike P, Taylor P. A randomised controlled trial of integrated electrical stimulation and physiotherapy to improve mobility for people less than 6 months post stroke. *Disabil Rehabil Assist Technol.* 2014 May 14:1-7. [Epub ahead of print]

[14] Everaert DG, Stein RB, Abrams GM, y cols. Effect of a foot-drop stimulator and ankle-foot orthosis on walking performance after stroke: a multicenter randomized controlled trial. *Neurorehabil Neural Repair* 2013;27:579-591

[15] Burridge JH, Elessi K, Pickering RM, Taylor PN. Walking on an uneven surface: The effect of common peroneal stimulation on gait parameters and relationship between perceived and measured benefits in a sample of participants with a drop-foot. *Neuromodulation: Technologies at the Neural Interface* 2007;10(1):59-67.

[16] Laufer Y, Ring H, Sprecher E, Hausdorff JM. Gait in Individuals with Chronic Hemiparesis: One-Year follow-up of the effects of a neuroprosthesis that ameliorates foot drop. *J of Neuro PT* 2009;33:104-110.

[17] Stein RB, Everaert DG, Thompson AK, Chong SL, Whittaker M, Robertson J, Kuether G. Long term therapeutic and orthotic effects of a foot drop stimulator on walking performance in progressive and nonprogressive neurological disorders. *Neurorehabil Neural Repair* 2010;24(2):152-167.

[18] Taylor PN, Burridge JH, Dunkerley AL, Wood DE, Norton JA, Singleton C & Swain ID. Clinical use of the Oddstock Dropped Foot Stimulator: its effect on the speed and effort of walking. *Arch Phys Med Rehab* 1999;80:1577-1583.

[19] Everaert DG, Thompson AK, Chong SL, Stein RB. Does Functional Electrical Stimulation for Foot Drop Strengthen Corticospinal Connections? *Neurorehabil Neural Repair* 2010;24(2):168-177.

[20] Hamid S & Hayek R. (2008). Role of electrical stimulation for rehabilitation and regeneration after spinal cord injury: an overview. *Eur Spine J;* 17(9), 1256-1269.

[21] Dedijer SD, Malesevic J, Malesevic N, Vidakovic AS, Bijelic G, Keller T, Konstantinovic L. (2017). Novel multi-pad functional electrical stimulation in stroke patients: A single-blind randomized study. *NeuroRehabilitation;* 41(4), 791-800.

[22] Sbut SK, Lenka PK, Kumar R, Mahadevappa M. (2010). Effect of functional electrical stimulation on the effort and walking speed, surface electromyography activity, and metabolic responses in stroke subjects. *J Electromyogr Kinesiol;* 20(6), 1170-1177.

[23] van Swigchem R, Weerdesteijn V, van Duijnhoven HJ, den Boer J, Beems T, Geurts AC. Near-normal gait pattern with peroneal electrical stimulation as a neuroprosthesis in the chronic phase of stroke: a case report. *Arch Phys Med Rehab* 2011;92:320–4.

[24] Voigt, M., & Sinkjær, T. (2000). Kinematic and kinetic analysis of the walking pattern in hemiplegic patients with foot-drop using a peroneal nerve stimulator. *Clinical Biomechanics,* 15(5), 340-351.

[25] Bethoux F, Rogers FL, Nolan KJ, Abrams GM, Annaswamy T, Brandstater M, y cols. (2015). Long-Term Follow-up to a Randomized Controlled Trial Comparing Peroneal Nerve Functional Electrical Stimulation to an Ankle Foot Orthosis for Patients With Chronic Stroke. *Neurorehabil Neural Repair;* 29(10), 911-922.

[26] Kluding PM, Dunning K, O'Dell MW, Wu SS, Ginosian J, Feld J, y cols. (2013). Foot Drop Stimulation Versus Ankle Foot Orthosis After Stroke 30-Week Outcomes. *Stroke;* 44(6), 1660-1669.

[27] Prenton S, Hollands KL, Kenney LP. (2016). Functional electrical stimulation versus ankle foot orthoses for foot-drop: A meta-analysis of orthotic effects. *J Rehabil Med;* 48(8), 646-656.

[28] Kottink AI, Oostendorp LJ, Buurke JH, Nene AV, Hermens HJ, IJzerman MJ. (2004). The orthotic effect of functional electrical stimulation on the improvement of walking in stroke patients with a dropped foot: a systematic review. *Artif Organs;* 28(6), 577-586.

[29] Sabut, S. K., Sikdar, C., Kumar, R., & Mahadevappa, M. (2011, August). Improvement of gait & muscle strength with functional electrical stimulation in sub-acute & chronic stroke patients. In *Engineering in Medicine and Biology Society, EMBC, 2011 Annual International Conference of the IEEE* (pp. 2085-2088). IEEE.

Empleo de neuroprotésica dependiente de la actividad cerebral durante una tarea de pedaleo en pacientes con ictus: estudio piloto.

Aitor Martínez-Expósito, Juan Vázquez-Díez, Jaime Ibáñez, Enrique Viosca, y José L. Pons

Resumen—La investigación sobre la rehabilitación motora de las extremidades inferiores generalmente se divide en dos tipos de intervención. Uno es a través de neuroprotésica y el otro mediante neurorobótica. Estos tipos intervenciones pueden beneficiarse de la plasticidad dependiente de la actividad nerviosa. Se han realizado varios estudios relacionados con este tema y han contribuido al conocimiento sobre cómo ayudar a los pacientes con accidente cerebrovascular. En el presente trabajo mostramos datos preliminares de un estudio piloto en dos pacientes con ictus que se sometieron a un tratamiento con neuroprotésica para el pedaleo. Dicho tratamiento se aplicó en dos experimentos: 1) dependiente de la actividad cerebral, y 2) sin tener en cuenta esta actividad fisiológica. Los resultados muestran un mayor aumento de la excitabilidad en la vía corticoespinal del paciente que se sometió al tratamiento dependiente de la actividad cerebral (experimento 1).

I. INTRODUCCIÓN

LOS pacientes que han sufrido un accidente cerebrovascular [1], si sobreviven al evento, y como consecuencia de su lesión cerebral, pueden tener afectado el sistema cognitivo y las actividades de la vida cotidiana. Otra de las afectaciones que más limita y afecta a los pacientes es la pérdida de movilidad de sus extremidades, ya que les hace perder independencia, y la capacidad de caminar si afecta las áreas cerebrales relacionadas con la extremidad inferior.

Una de las estrategias en neurorehabilitación aplicada a las lesiones que afectan el sistema sensitivo-motor es la neuroprotésica. Estas técnicas generalmente usan corriente eléctrica para restaurar la función del sistema nervioso [2]. Una de las técnicas utilizadas en este sentido para ayudar o rehabilitar extremidades con falta de movilidad es la estimulación eléctrica funcional (FES del inglés *functional electrical stimulation*) [3]. Dicha técnica consiste en colocar electrodos de estimulación eléctrica en la piel sobre el músculo diana para focalizar la estimulación. De esta forma, es posible reclutar las fibras nerviosas que lo inervan, logrando tanto su contracción como la generación de aferencias somatosensoriales al sistema nervioso central.

Este trabajo se ha llevado a cabo en el marco del proyecto Associate bajo financiación del MINECO (799158449-58449-45-514).

A. Martínez-Expósito, y J.L. Pons son investigador e investigador principal respectivamente, del Neural Rehabilitation Group del CSIC, Madrid, España (e-mail del autor: aitor.martinez@cajal.csic.es).

J. Ibáñez es investigador del Department of Clinical and Movement Neurosciences, IoN, University College London, Londres, Reino Unido.

J. Vázquez-Díez, y E. Viosca son doctores en medicina del Instituto de investigación sanitaria La Fe, Valencia, España.

Uno de los músculos de interés para caminar y montar en bicicleta es el recto femoral (RF). Los autores de la publicación citada [4] lo utilizaron para asistir la tarea de pedaleo estimulando los cuádriceps, además de los isquiotibiales, glúteo máximo y tibial anterior de ambas piernas con FES. De este modo, lograron mejoras en las escalas clínicas de movimiento del tren inferior después del tratamiento. Por otro lado, los autores en [5] utilizan en su estudio los potenciales registrados con electroencefalografía (EEG) llamados potenciales corticales relacionados con el movimiento (MRCs del inglés *movement related cortical potentials*) para asociarlos con la estimulación eléctrica en el nervio peroneo común de la pierna parética de pacientes con ictus. De esta forma, logran mejoras al asociar la actividad cerebral con la estimulación aferente de la extremidad inferior. Siguiendo esta línea, los autores mostraron los cambios en la excitabilidad de la vía corticoespinal como un marcador de cambios plásticos que respaldan las mejoras clínicas mostradas también en estos pacientes. La forma de evaluar los cambios en la vía corticoespinal de estos pacientes es a través del uso de la estimulación magnética transcraneal (TMS del inglés *transcranial magnetic stimulation*). La modalidad de pulso único nos ayuda a valorar el estado de excitabilidad de esta vía y si ha habido cambios relacionados con una intervención experimental.

En este estudio se muestran los resultados de una prueba piloto en dos pacientes con accidente cerebrovascular, a los cuales se aplicó una intervención con estimulación dependiente de la actividad cerebral con FES durante una tarea de pedaleo. Así mismo mostramos los cambios, tras la intervención, en la excitabilidad corticoespinal de la pierna afectada de cada paciente. Todo ello confirma la viabilidad de usar este tratamiento en pacientes con estas características.

II. MÉTODOS

A. Muestra del estudio

Dos pacientes con accidente cerebrovascular del hospital La Fe (Valencia, España), previamente aprobado el comité de ética del mismo hospital, fueron seleccionados al cumplir los requisitos para la intervención experimental que se explicará a continuación.

B. Valoración de la vía corticoespinal (TMS)

Se colocaron electrodos de electromiografía de superficie para registrar los potenciales motores evocados (MEPs del

inglés *motor evoked potentials*) de ambos RF. Una vez ubicado y marcado con rotulador indeleble en el cuero cabelludo el lugar óptimo de estimulación (Hotspot), se registró el umbral motor en reposo (RMT del inglés *resting motor threshold*) y se aplicaron veinte pulsos al 120% de ese RMT en cada una de las evaluaciones. Para esta evaluación, se utilizó una bobina cónica con forma de ocho y un estimulador de pulso único.

C. Plataforma de pedaleo con neuroprotésica

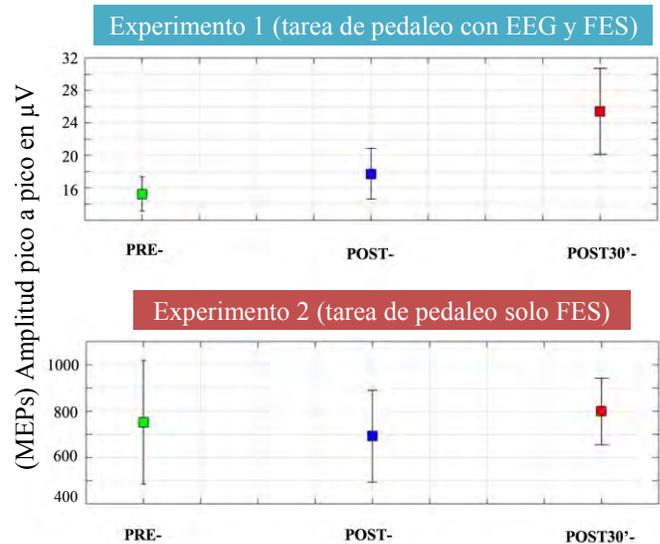
Los músculos registrados y estimulados en el estudio son ambos RF, ya que son muy relevantes para la tarea. Además, intentamos saber si la reducción del número de músculos estimulados durante el pedaleo produciría cambios potencialmente beneficiosos. Por esta razón, antes de nada, se colocaron electrodos de electromiografía de superficie (sEMG del inglés *surface electromyography*) sobre estos músculos en ambas piernas. Una vez que se evaluó la excitabilidad corticoespinal como se explica en el punto B, procedimos a aplicar el tratamiento experimental que consta de 40 ensayos de calibración para conocer el momento preciso en el que el paciente será estimulado con el FES (pico negativo mínimo de la variación negativa contingente, o CNV del inglés *contingent negative variation* [5]). Para ello, los MRCP se registraron con EEG y se filtraron con un filtro Butterworth pasa altas de primer orden (0,05 Hz) enfocando el análisis en los canales del registro próximos a vertex (Cz) donde se encuentran habitualmente estos potenciales relacionados con el movimiento del tren inferior.

Un paciente se sometió al tratamiento experimental basado en la estimulación dependiente del estado del cerebro, como se ha explicado en el párrafo anterior (experimento 1). Para el otro paciente, aplicamos FES en los RF directamente después de una cuenta atrás visual que indicaba el momento para comenzar a pedalear (experimento 2). En resumen, dependiendo del protocolo aplicado, la estimulación con FES se aplicó en diferentes momentos temporales al inicio del pedaleo. En el experimento 1, se aplicó según el tiempo en el que el pico negativo del CNV en promedio se había presentado; y en el experimento 2 se aplicó FES justo después del final de la cuenta atrás visual, sin tener en cuenta el CNV que anticipa el movimiento real. Como se dijo anteriormente, la cuenta atrás visual alerta al paciente que ha de estar preparado para pedalear en la bicicleta.

Una vez que se completó la tarea de pedaleo tanto para el paciente de un experimento como para el otro, se evaluó de nuevo la vía corticoespinal con TMS. Tras pasar 30 minutos se volvió a valorar la excitabilidad para verificar si los efectos se mantenían a largo plazo. De esta forma registramos la excitabilidad corticoespinal PRE-, POST-, y POST 30 '- después del tratamiento.

III. RESULTADOS

La siguiente figura muestra cómo la amplitud pico a pico promedio de los MEPs en el paciente del experimento 1 aumenta después del tratamiento experimental (POST- y POST30'-). En cambio, la amplitud promedio en cada valoración en el paciente del experimento 2 no muestra cambios.



IV. CONCLUSIONES

El tratamiento experimental expuesto en el presente estudio ha demostrado ser aplicable en pacientes con ictus, ya que permite a los pacientes realizar la tarea de pedaleo sin dificultades adicionales a las relacionadas con su patología. Por otro lado, refiriéndonos a los cambios en excitabilidad, el experimento 1, en el que se aplica FES en esta tarea en función de la actividad cerebral (EEG), ha mostrado aumentos en la excitabilidad corticoespinal de la pierna afectada que sugieren que tener en cuenta la actividad cerebral para la estimulación podría ayudar en tareas funcionales en las que se aplique neuroprotésica.

Como trabajo futuro, aumentaremos la muestra de pacientes, y emplearemos mediciones de rendimiento en la tarea de pedaleo. Además, se valorarán las mejoras en la marcha a pie con escalas clínicas.

REFERENCIAS

- [1] "WHO | Stroke, Cerebrovascular accident", *Who.int*, 2018. [Online]. Available: http://www.who.int/topics/cerebrovascular_accident/en/
- [2] L. Mendes, I. Lima, T. Souza, G. do Nascimento, V. Resqueti and G. Fregonezi, "Motor neuroprosthesis for promoting recovery of function after stroke", *Cochrane Database of Systematic Reviews*, 2018.
- [3] Lynch, C. and Popovic, M. (2008). Functional Electrical Stimulation. *IEEE Control Systems Magazine*, 28(2), pp.40-50.
- [4] E. Ambrosini, S. Ferrante, A. Pedrocchi, G. Ferrigno and F. Molteni, "Cycling Induced by Electrical Stimulation Improves Motor Recovery in Postacute Hemiparetic Patients: A Randomized Controlled Trial", *Stroke*, vol. 42, no. 4, pp. 1068-1073, 2011.
- [5] Mrachacz-Kersting, N., Jiang, N., Stevenson, A., Niazi, I., Kostic, V., Pavlovic, A., Radovanovic, S., Djuric-Jovicic, M., Agosta, F., Dremstrup, K. and Farina, D. (2016). Efficient neuroplasticity induction in chronic stroke patients by an associative brain-computer interface. *Journal of Neurophysiology*, 115(3), pp.1410-142.

ALICE: An Elementary, Open-Source Powered Exoskeleton Platform for Ambulatory and Occupational Pediatric Rehabilitation

Jesús Tamez-Duque¹, Guillermo Santos¹, Oseas Gutiérrez^{1,2} and Rogelio Soto²

Abstract—ALICE Lower-Limb Powered Exoskeleton was designed with the goal of providing a very basic yet useful platform for hobbyists and engineers around the globe, through which they could enter the field of motion-assistance robotics and contribute in the development of powered exoskeletons, through their own insights in mechanical engineering, electronics, and control schemes. In order to ensure a proper platform is distributed, validation must be performed using both healthy and motion-constrained pediatric subjects. Currently, a clinical protocol including pediatric patients ($n=10$) with Cerebral Palsy (CP) is being run at Hospital Zambrano Hellion Tec de Monterrey (Monterrey, México).

I. INTRODUCTION

POWERED Exoskeletons have grown in use and popularity during the last decades, focusing on uses for the military, for the industry and for health services, with rehabilitation and motion-assistance being of significant importance for a large number of researchers and institutions [1,2]. Following Cybathlon 2016 (Zurich, Switzerland), where only 9 devices competed in the “Powered Exoskeletons” category and struggled to complete the obstacle course within the 10-minute timeframe, it became increasingly relevant to integrate a larger number of institutions and researchers into the field of powered-exoskeleton development [3,4]. Various exoskeletons had been developed and tested by researchers within Tecnológico de Monterrey [5,6], which showed promise of feasibility for creating an elementary electromechanical platform which could be easily shared, explained and modified by graduate students and engineers around the world, and specifically in México and the American Continent.

II. MATERIALS AND METHODS

ALICE Open Source Exoskeleton was designed and integrated using Solid Works 2016 (Dassault Systèmes, France), Arduino Hardware and Software (Arduino, United States), and various 3D Printing tools including Cura Software (Ultimaker, Netherlands).

1. Components and Functionality

The mechanical components of this lower-limb exoskeleton system mainly refer to structural parts constructed in Aluminum, joint assemblies manufactured in Onix (Nylon +

Carbon Fiber) 3D printing material extruded by a MarkForged Desktop Printer (MarkForged Inc, United States), and ergonomic surfaces including braces and feet structures manufactured in Polylactic Acid (PLA), reinforced with 3K Twill Carbon Fiber. Fastening is performed using simple Velcro straps on thighs, shins, and waist.



Fig. 1. ALICE Open Source Powered Exoskeleton without covers. This version shows joints constructed on red PLA, which were later substituted for black Onix (Nylon + Carbon Fiber). Four 12 [V], 26 [Nm] actuators are shown on four joints (two hip joints and two knee joints). Electronics are fit on the back (not seen) and the battery (not shown) is connected to the powered exoskeleton using a ~2 [m] cable, allowing for the device to weigh under 10 [kg].

Electronics consist of one Arduino Due Microcontroller, two SparkFun Monster Moto Shields (SparkFun Electronics, United States), four off-the-shelf Potentiometers, 18-22 AWG cabling, and one 12 [V] Li-ion Battery.

Four 12 [V], 26 [Nm] DC Motors (AM Equipment, United States) were used in the right and left joints located on the waist and knees, leaving ankles without actuation or motion.

In the basic model, a simple program running within Arduino IDE and requiring the use of a laptop moves each of the four joints in one of two directions depending on the operator’s instructions, which he inputs through the computer’s keyboard, using 8 different keys. With the press of each key, an actuator moves for ~200 [ms], or ~10 degrees. Additional to such manual manipulation, potentiometers allow for routine programming and control schemes. Due to its focus on being a rehabilitation-device

Financial support: Laboratorio de Robótica del Tecnológico de Monterrey and INDI Ingeniería y Diseño SAPI de CV.
J. T. is with INDI Ingeniería y Diseño SAPI de CV, Monterrey, México (corresponding author: jtamez.indi@gmail.com).
G. S. is with INDI Ingeniería y Diseño SAPI de CV, Monterrey, México (msantos.indi@gmail.com).
O. G. is with Tecnológico de Monterrey, Monterrey, México (ogutierrez.indi@gmail.com).
R. S. is with Tecnológico de Monterrey, Monterrey, México (rsoto@itesm.mx).

development platform for engineers, rather than on being a plu-and-play rehabilitation system, manipulation is given to an external operator, by default; however, this may be easily changed, by the integrator.

ALICE can perform any motion choreographed by the user, provided he can determine the joint motions related to the task. Typically, this powered exoskeleton is used for walking, sitting and standing tasks, with children within the ages of 7-12 years. This, however, is achieved at a PWM of ~25%, implying the same arrangement -albeit with changes to the dimensions of structural pieces- could potentially also be used for larger subjects.

2. Validation

Tests have been performed with one healthy pediatric subject at the rehabilitation clinic within Hospital Zambrano Hellion Tec de Monterrey (Monterrey, México). These provided important insights specifically in terms of subject training and of exoskeleton operation related to balancing and use of external structures.



Fig. 2. Healthy Subject testing ALICE in its PLA version at Tecnológico de Monterrey's Hospital Zambrano Hellion. Tests typically require only one engineer (exoskeleton operator, left) and one medical doctor (right); however, initial tests with new subjects are normally performed by three research staff, to ensure subject safety and proper exoskeleton performance.

A clinical protocol is now in process, which aims to validate the functionality of ALICE with 10 Cerebral Palsy (CP), pediatric patients. This protocol is also being developed within Hospital Zambrano Hellion Tec de Monterrey.

III. RESULTS

This exoskeleton's minimalistic, objective-driven design allows for manufacturing and assembly to cost ~\$1,000 USD and ~40 hours.

Although clinical testing is yet to be concluded, preliminary results show promise in the functionality of this basic version of a lower-limb powered exoskeleton.

Initial trials show rapid subject adaptation to the operation of the exoskeletons, with children focusing on performing the

motion task, while an external operator manipulates and monitors the functionality of the robotic device.

IV. DISCUSSION

The lack of actuation and motion on the ankle suggests the walking pattern is not as natural as a powered exoskeleton providing motion in that particular joint. The joint was left without actuation in an effort to reduce weight and cost; the cost and benefit of this decision is arguable and further testing should be beneficial to the analysis.

Due to the nature of the exoskeleton's initial use, which is within a clinic, the battery is kept separate and at a side of the task-performing area. This is significantly beneficial to the operation of the device; however, it should be considered if later iterations aim towards larger-range ambulations.

V. CONCLUSIONS

It is our wish to contribute in the field of robotics focused on health, by providing more tools to more people who can join us in that same effort. We sincerely hope this work helps hobbyists and engineers find an easier access to the development of robotics.

ACKNOWLEDGMENTS

The authors would like to thank undergraduate students José Ángel Frausto and Guillermo Herrera-Arcos for their efforts in integrating the proof-of-concept prototype that led to the final design; without such passion, this work would not have been concluded.

The authors would also like to thank Professor José Luis Gordillo Moscoso, for his patience during our hours of work in his laboratory.

Finally, the authors must give recognition to Fernando Martínez-García, Juan Carlos Alcázar and Ulises Tamez-Duque, it was their constant guidance that led to ALICE being able to provide assistance to children in México.

REFERENCES

1. J. Pons, "Wearable robots: biomechatronic exoskeletons" John Wiley & Sons, Ltd, 2008.
2. B. Marinov, *Robot Systems-Is it time for crowdsourcing exoskeletons? Exoskeleton Report*, [online] Available: <http://exoskeletonreport.com/2017/05/robot-systems-is-it-time-for-crowdsourcing-exoskeletons>.
3. Schrade, Stefan O. et al. "Development of VariLeg, an Exoskeleton with Variable Stiffness Actuation: First Results and User Evaluation from the CYBATHLON 2016." *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation* 15 (2018): 18. *PMC*. Web. 4 Oct. 2018.
4. N. Peter. "IHMC's Experience Competing in the Cybathlon Compared to the DARPA Robotics Challenge." *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation* 14 (2017): 112. *PMC*. Web. 4 Oct. 2018.
5. A. Frizera, F. Resquín, J. Moreno, F. Brunetti, J. Tamez-Duque, R. Soto, E. Rocon, A. del-Alma. "Estado de los exoesqueletos en Iberoamérica." *CYTED - Programa Iberoamericano de Ciencia y Tecnología para el Desarrollo, Spain* (2017): chapters 3, 4, 5 and 6.
6. C. Cantu, J. Tamez-Duque, S. Shimoda and R. Soto (2017) "Design of a control system for a knee rehabilitation orthosis using a recovery status" *International Symposium on Wearable Robotics and Rehabilitation (WeRob)*, Houston, TX (2017): pp. 1-2.

Inertial Gait Phase Detection for Control of a Robotic Lower-Limb Exoskeleton

Miguel Sánchez-Manchola¹, Daniel Gómez-Vargas¹, Marcela Múnera¹ *Member, IEEE*,
Carlos A. Cifuentes¹ *Member, IEEE*

Abstract—Nowadays, gait phase detection is widely used as a tool for controlling lower-limb orthoses and exoskeletons meant for gait rehabilitation. In the present paper, we present a real-time gait phase detection algorithm based on thresholds established on the angular velocity and linear acceleration along the sagittal plane. These inertial variables are acquired from an IMU placed on the foot tip, as this setup has proven to lead to better performances. Four main gait phases (heel strike, stance phase, toe-off and swing phase) serve as input for the control system of a robotic lower-limb exoskeleton called AGoRA exoskeleton. This device is envisioned as an actuated device in the sagittal plane, capable of producing the necessary torque to move the hip, knee and ankle joints, this latter by means of a variable-stiffness ankle-foot orthosis.

Index Terms—Gait phase detection; Inertial sensors; Threshold-based algorithm; Artificial Intelligence; Lower-limb exoskeleton; Ankle-foot orthosis.

I. INTRODUCTION

The recognition of event and phases in the human gait has been very useful in the last years for: (i) assessing the recovery level in patients who have undergone a rehabilitation treatment, (ii) classifying daily-life activities in the analysis of the patient's health condition, (iii) predictively controlling active lower-limb orthosis and exoskeleton for gait rehabilitation, (iv) athlete coaching; and finally, (v) differentiating between healthy and pathological gait. [1], [2].

At present, various technologies are used to capture gait phases: optoelectronic systems, wireless pressure sensing shoe insoles, shoe-mounted foot switches, smart textiles, and inertial sensors [1]. Among the wearable sensors meant for gait segmentation, foot pressure insoles or footswitches are considered the gold standard since each gait phase can be related to a specific value of the sensor output. Nevertheless, their use in everyday activities is not recommended due to their short useful life [2]. Therefore, the use of either whole inertial measurement units *IMU* (consisting of gyroscopes, accelerometers, and magnetometers) or the combination of such inertial sensing components has risen lately [3]. In the present study, we make use of such sensors thanks to their cost-effectiveness [3], and the fact that the inertial quantities present typical waveform features during a gait cycle [2].

Computational methods for gait phase recognition fall into two main categories. Firstly, algorithms, which divide the gait phases based on the threshold selection of raw data, may

¹M. Sánchez-Manchola, D. Gómez-Vargas, M. Múnera and C. A. Cifuentes are with the Department of Biomedical Engineering at the Colombian School of Engineering Julio Garavito, Bogota, Colombia. {miguel.sanchez-m, daniel.gomez-v} @mail.escuelaing.edu.co, {marcela.munera, carlos.cifuentes} @escuelaing.edu.co.



Fig. 1. AGoRA exoskeleton. On the left, the rigid parts of the exoskeleton are illustrated, as the hip and knee modules condition the motion of such joints to some degrees of freedom (DOF). On the right, the flexible component of this device (the ankle-foot orthosis T-Flex), used to enable all possible DOFs proper of the ankle joint.

be used. Secondly, the procedure based on machine-learning schemes, which extract patterns on the basis of Support Vector Machines (*SVM*), Linear Discriminant Analysis (*LDA*), Gaussian Mixture Model (*GMM*), and Hidden Markov Model (*HMM*), has recently drawn attention due to its potential better performance [1]. Such an algorithm is intended to be implemented as part of a control strategy for the lower-limb exoskeleton presented here (AGoRA exoskeleton).

This wearable robotic lower-limb exoskeleton [4], which is currently controlled by a threshold-based algorithm, makes part of an adaptable robotic platform for gait rehabilitation and assistance (AGoRA), which also comprises a smart walker [5].

II. AGoRA EXOSKELETON

The AGoRA exoskeleton is mainly intended as a rehabilitation approach for patients with some mobility impairments derive from pathologies such as stroke and spinal cord injury. This device has six actuated degrees of freedom (DOF) (hip, knee and ankle joints along the sagittal plane) and one passive DOF (hip joint along the frontal plane). In regards of the ankle joint, a variable-stiffness ankle-foot orthosis (AFO) called T-Flex [6] used as a rehabilitation option within the development of the AGoRA exoskeleton. The rigid parts which mainly conform the hip and knee modules are shown in the left picture of Fig. 1, whereas the flexible component of this exoskeleton (ankle AFO) can be seen in the right picture of the same figure (Fig. 1).

III. THRESHOLD-BASED GAIT PHASE DETECTION

The gait phase detection is implemented by means of insole pressure sensors, and the inertial sensing system BNO055 (Bosch Sensortec, Germany) placed on the foot tip, as the use of IMUs placed on the foot produces better results [3]. The FSR control system is a simple binary detection algorithm, and the inertial control system is based on the linear acceleration and the angular velocity along the sagittal plane. The integration of these control approaches enables the implementation of a real-time actuation mechanism through its integration in ROS (Robotic Operative System).

Despite the fact that a granularity of two gait phases (stance and swing phases) has already been proved to be sufficient to control an exoskeleton knee module (whose motor is only actuated at the beginning of the stance and swing phases) [7], the algorithm here presented detects four gait phases (heel strike, stance phase, toe-off, and swing phase), as an increase of granularity is necessary for the control of the AGoRA AFO. Control strategies at T-Flex are mainly targeted towards the prevention of toe drag in swing phase and slap foot at heel strike. During midstance phase, both tendons remain at maximum tension to provide stability. Subsequently, joint impedance is minimized so as not to impede powered plantar flexion movements during late stance. Finally, during the swing phase, the anterior motor lifts the foot to provide toe clearance.

IV. PRELIMINARY RESULTS

A preliminary trial of the threshold-based gait phase detection algorithm in a healthy subject is shown in the Fig. 2. These results are similar to those found in [8], as the first local minimum in the linear acceleration represents the start of the stance phase. In terms of processing delay, this gait phase detection displays a comparable performance to other threshold-based algorithms found in the literature, as not more than 50 ms were needed to detect each gait phase when compared with FSR reference values [2].

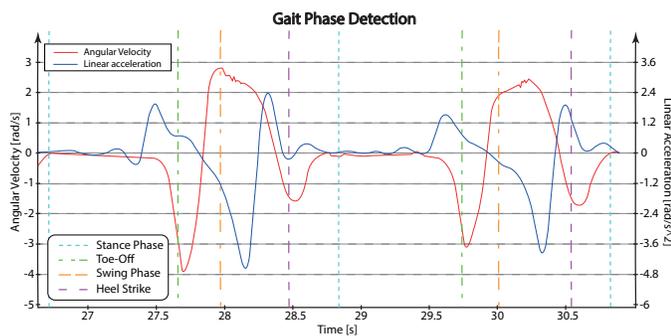


Fig. 2. *Threshold-based gait phase detection.* Four gait phases (heel strike, stance phase, toe-off and swing phase) are detected in terms of the linear acceleration and the angular velocity along the sagittal plane.

V. CONCLUSIONS AND FUTURE WORKS

This paper has presented preliminary results on the first approach to develop a reliable gait phase detection algorithm,

used as a tool for controlling a robotic exoskeleton for gait rehabilitation.

In terms of methodological quality, the rating of studies involving adaptive algorithms for gait phase recognition have been higher than those implementing a threshold-based one, because of their proven higher accuracy when applied on patients with pathological conditions [3]. Therefore, for further work, we intend to implement an artificial intelligence algorithm to reach more reliability and accuracy in the exoskeleton control system. Within this framework, several studies have demonstrated that the algorithms based on Hidden Markov Models achieve the best performance known until now in this type of applications [2] and such algorithm is the approach we expect to take for further development.

Furthermore, there is a lack of studies which have involved subjects with an abnormal gait pattern [3]. Thus, it is planned to run a study in which not only healthy subjects are included, but also patients with some mobility disability.

ACKNOWLEDGEMENTS

Authors would like to acknowledge SRI-RPPG/UFES, CYTED research network REASISTE (grant 216RT0505), CNPq (grant 304192/2016-3), CAPES (grant 88887.095626/2015-01), FAPES (grant 72982608) and Colciencias Colombia (grant 801-2017) for supporting this research.

REFERENCES

- [1] J. Taborri, S. Rossi, E. Palermo, *et al.*, “A Novel HMM Distributed Classifier for the Detection of Gait Phases by Means of a Wearable Inertial Sensor Network,” *Sensors*, vol. 14, no. 9, pp. 16 212–16 234, Sep. 2014.
- [2] J. Taborri, E. Palermo, S. Rossi, *et al.*, “Gait Partitioning Methods: A Systematic Review,” *Sensors*, vol. 16, no. 1, p. 66, Jan. 2016.
- [3] R. Caldas, M. Mundt, W. Potthast, *et al.*, “A systematic review of gait analysis methods based on inertial sensors and adaptive algorithms,” *Gait & Posture*, vol. 57, pp. 204–210, Sep. 2017.
- [4] M. Sánchez-Manchola, D. Gómez-Vargas, D. Casas-Bocanegra, *et al.*, “Development of a Robotic Lower-Limb Exoskeleton for Gait Rehabilitation: AGoRA Exoskeleton,” in *IEEE ANDESCON 2018 Proceedings*, Cali: IEEE, 2018.
- [5] S. D. Sierra, L. F. Molina, D. A. Gómez, *et al.*, “Development of an Interface for Human Robot Interaction on a Robotic Platform for Gait Assistance: AGoRA Walker,” in *IEEE ANDESCON 2018 Proceedings*, IEEE, 2018.
- [6] M. Manchola, D. Serrano, D. Gómez, *et al.*, “T-FLEX: Variable Stiffness Ankle-Foot Orthosis for Gait Assistance,” in *WeRob 2018 Proceedings*, Springer, 2018.
- [7] J. Taborri, E. Scalona, S. Rossi, *et al.*, “Real-time gait detection based on Hidden Markov Model: Is it possible to avoid training procedure?” In *2015 MeMeA Proceedings*, IEEE, May 2015, pp. 141–145, ISBN: 978-1-4799-6477-2.
- [8] R. Selles, M. Formanoy, J. Bussmann, *et al.*, “Automated Estimation of Initial and Terminal Contact Timing Using Accelerometers; Development and Validation in Transtibial Amputees and Controls,” *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehab. Eng.*, vol. 13, no. 1, pp. 81–88, Mar. 2005.

Neuroprótesis robótica para compensación motora de miembros inferiores

S. Casco^a, M. Loreiro^b, S. Brítez^b, J.C. Moreno^c y F. Brunetti^{a,b}

Resumen—El trabajo presenta el desarrollo de una Neuroprótesis (NP) Robótica para compensación de neuropatías que afectan a los miembros inferiores. Luego de una breve introducción al problema, se detalla el diseño e implementación de la arquitectura a desarrollar, atendiendo los requisitos establecidos para su elaboración. La arquitectura incluye la unidad de microcontrolador, los sensores utilizados y el actuador para ejercer la Estimulación Eléctrica Funcional (FES). La NP desarrollada fue validada técnicamente en su totalidad con un conjunto de sujetos sanos, obteniéndose excelente resultados. La fuente de corriente mostró un comportamiento lineal en todo el rango de trabajo de acuerdo a lo esperado. La plataforma desarrollada representa una base sólida para construir e investigar potenciales aplicaciones de robótica híbrida.

I. INTRODUCCIÓN

Los accidentes cerebrovasculares, las lesiones medulares y los temblores fisiológicos y patológicos se encuentran entre los principales causantes de las discapacidades motoras severas [1]. Entre estas discapacidades se encuentra la caída plantar o pie equino, que afecta al proceso de la marcha [2]. Una de las alternativas más típicas y actualmente en fase de innovación y continuo desarrollo para compensar esta patología consiste en el uso de las llamadas Neuroprótesis (NP).

Las NPs interactúan con el cuerpo mediante señales eléctricas, al igual que el mismo sistema nervioso humano, en forma de corrientes iónicas. La aplicación artificial de electricidad al cuerpo puede ser utilizada con muchos objetivos, como por ejemplo ocurre en la estimulación eléctrica funcional (FES¹), o electroestimulación. El FES consiste en la aplicación de una excitación eléctrica de bajo nivel para compensar o evocar una función motora perdida o reducida debido a un trauma, enfermedad o complicaciones de desarrollo. La base del FES para el control de miembros es activar las ramas de las neuronas motoras mediante pulsos eléctricos a través de electrodos de superficie ubicados en la piel sobre el músculo determinado, o también mediante electrodos implantados sobre el músculo, para producir su contracción [2].

En los últimos años ha surgido el concepto de NP Robóticas, ya que las más modernas incluyen sensores cuya información es utilizada para mejorar el control de la actuación en un sistema, aunque aún pueden ser mejoradas, siendo el costo actual de las mismas muy elevado. Este proyecto

apunta justamente al desarrollo de una NP Robótica para compensar la caída plantar. El sistema estará compuesto por un FES (actuador) y los sensores de movimiento de la pierna para poder detectar eventos de la marcha y así controlar la estimulación eléctrica.

Este proyecto se enmarca en la Red Iberoamericana de Rehabilitación y Asistencia de Pacientes con Daño Neurológico mediante Exoesqueletos Robóticos de Bajo Coste, financiada por el programa CYTED, y de la cual forma parte la UC, y en el proyecto colaborativo H-GAIT (Ortesis híbrida unilateral de miembro inferior), entre el Instituto Cajal del Consejo Superior de Investigaciones Científicas, España, y la UC.

II. LA MARCHA HUMANA Y SU COMPENSACIÓN MEDIANTE NEUROPRÓTESIS ROBÓTICAS

Según el estudio en la literatura de Loudon et al. [3], la clasificación del ciclo de la marcha involucra dos fases principales: la fase de parada o de postura (*stance*) y la de balanceo (*swing*). La fase de parada ocupa un 60% del ciclo de la marcha mientras que el de balanceo ocupa solo 40%, en la que una pierna se balancea hasta el siguiente contacto de talón.

Una clasificación más detallada y clásica de la marcha reconoce seis subfases: golpe del talón (*heel strike*), pie horizontal (*foot flat*), parada media (*mid-stance*), levante del talón (*heel-off*), levante de dedo (*toe-off*) y el balanceo medio (*mid-swing*). De igual forma, también se encuentra en la literatura una clasificación alternativa con ocho nuevas subfases: contacto inicial (*initial contact*), carga de respuesta (*loading response*), parada media (*mid-stance*), parada final (*terminal stance*), pre balanceo (*pre-swing*), balanceo inicial (*initial swing*), balanceo medio (*mid-swing*) y balanceo final (*terminal swing*). Ambas clasificaciones pueden observarse en la figura 1, con el porcentaje de la marcha total al que se alcanza en cada instante.

Las NP interactúan con el cuerpo mediante señales eléctricas. Son utilizadas para compensar patologías, como la caída plantar, ya que el mismo sistema nervioso humano es manejado por señales eléctricas. La aplicación artificial de electricidad al cuerpo puede ser utilizada con muchos fines, como por ejemplo ocurre en la Estimulación Eléctrica Funcional (o FES por sus siglas en inglés *Functional Electrical Stimulation*). FES se refiere a la electroestimulación con el fin de activar alguna función normalmente activada por el Sistema Nervioso Central, sea motora o no.

Cuando se habla de NP Robótica, se incluye al FES propiamente con sensores y una unidad de control para mejorar el control de la actuación. De tal forma, las NP

^aDepartamento de Electrónica e Informática, Universidad Católica “Nuestra Señora de la Asunción”, Asunción, Paraguay.

^bFacultad de Ingeniería, Universidad Nacional de Asunción, Paraguay.

^cInstituto Cajal, Consejo Superior de Investigaciones Científicas, España.

¹*Functional Electrical Stimulator (FES)*, por sus siglas en inglés.

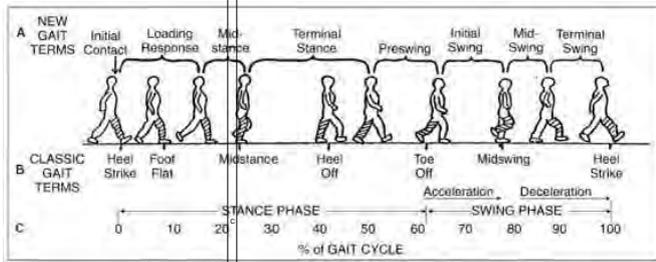


Fig. 1: Clasificación de las subfases de la marcha. Imagen tomada de [4]. La caída plantar afecta principalmente a la fase de balanceo que impide llegar con la flexión dorsal adecuada al momento del golpe de talón (*Heel Strike*).

Robóticas constan de los siguientes bloques: bloque del FES, bloque de control digital, bloque de sensores, bloque de interfaz con el usuario, y un bloque de alimentación. Además, se debe tener en cuenta el encapsulado del mismo para optimizar su portabilidad y sobre todo, la seguridad de su uso.

III. ARQUITECTURA DEL SISTEMA

Las NPs motoras están compuestas por diferentes bloques, incluyendo el componente de electroestimulación, los sensores, la unidad de control y la alimentación, entre otros. Por NP Robótica se entiende cuando el dispositivo de forma autónoma actúa en respuesta al entorno o a la información provista por los sensores. La estimulación eléctrica es configurada mediante parámetros controlados por el usuario, ya sea este el paciente mismo o el profesional clínico. Estos parámetros son configurables a través de una terminal en la computadora. Esta terminal se conecta de forma inalámbrica a la NP. El escenario típico, para una aplicación para compensación de Pie Caído por ejemplo, se muestra en la figura

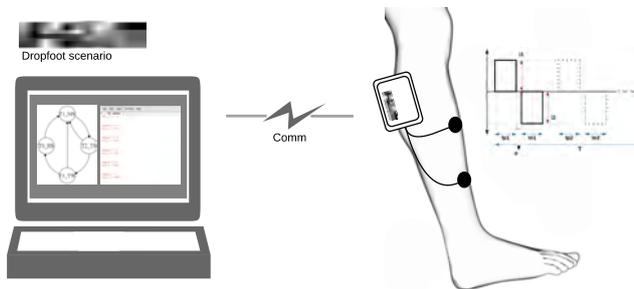


Fig. 2: Esquema conceptual de la NP desarrollada en el marco de este trabajo. La NP se adjunta a la pierna, se conecta para su uso a través de los electrodos colocados en el músculo tibial anterior y es configurada desde la computadora.

Siguiendo la línea de estudio del estado del arte de las NPs comerciales, en la figura 3 se muestra el diagrama en bloques específico para la NP a desarrollar.

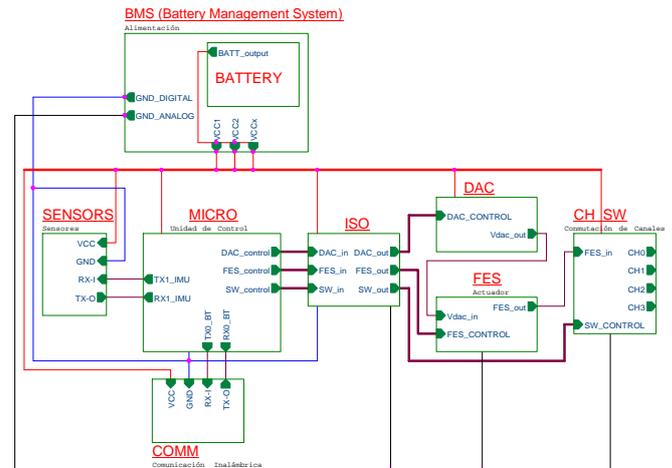


Fig. 3: Diagrama en bloques interno de la NP desarrollada.

A. Sensores

El sistema debe detectar en qué intervalos de la marcha realizar el estímulo eléctrico. Para esta etapa, se propone el uso de un módulo de sensores. Se seleccionó una Unidad de Medida Inercial (*Inertial Measurement Unit* o IMU por sus siglas en inglés), el 9DOF Razor IMU SEN - 10736 ROHS. Este incorpora tres sensores para brindar nueve grados de medida inercial: un ITG-3200 (giroscopio MEMS² de tres ejes), un ADXL345 (acelerómetro de tres ejes) y un HMC588L (magnetómetro de tres ejes).

Las salidas de todos los sensores se procesan en el microprocesador ATmega328, ya incluido en el módulo, para obtener una salida final sobre una interfaz serial. En el caso de la aplicación de medición para la NP que propone este proyecto, se opta por este conjunto de sensores sobre los demás, debido a la simplicidad de ubicación y calidad de la información. De tal forma, el punto de medida es la pierna, es decir, su movimiento. Así, no solamente se obtienen eventos discretos de contacto sino además la cinemática del segmento sobre el que se monta el sensor.

Para la detección de los eventos de la marcha se utilizan las variables de posición angular de la pierna y la aceleración vertical de la NP, ambas en el plano sagital. Con estos datos se puede caracterizar la marcha, debido a que se obtiene el cambio de aceleración vertical en cada impacto del talón y cada vez que se levanta el pie, como así también la inclinación de la pierna con la posición angular.

B. Unidad de Control

La etapa de control de todo el prototipo debe ser realizada por un microcontrolador. Este proceso incluye la interfaz de configuración de parámetros de estimulación, temporización de los anchos de pulso en la estimulación a aplicar, amplitud de los pulsos, además de las señales de control de cada etapa intermedia, según los circuitos a implementar. El dispositivo seleccionado para la unidad de control del prototipo es el Mini-M4 para Tiva, producido por Mikroelektronika. Esta

²Microelectromechanical system (MEMS) por sus siglas en inglés

es una pequeña placa de desarrollo ARM Cortex™-M4 que contiene al microcontrolador Tiva TM4C123GH6PM.

La tarjeta está equipada con un oscilador de cristal SMD de 16 MHz y un cristal de 32,768 kHz que se puede utilizar para el módulo de hibernación interna. La misma opera con una fuente de alimentación de 3,3V además de contar con un regulador de voltaje incorporado que permite a la placa alimentarse directamente desde el cable USB para las pruebas de desarrollo. Posee además un botón de reinicio y tres LEDs de señal.

C. Interfaz de Comunicación

Para la configuración de parámetros de estimulación a implementar por la Unidad de Control es necesaria una comunicación entre el prototipo con un computador o dispositivo móvil. Para facilitar dicha comunicación se opta por un protocolo inalámbrico capaz de cubrir esta necesidad y cuya implementación permita la portabilidad del sistema. El protocolo de comunicación escogido para tal efecto es el *Bluetooth*, por su sencillez, consumo de energía y disponibilidad en PCs y dispositivos móviles como tablets o celulares.

Existiendo gran variedad de productos capaces de satisfacer estos requerimientos, se opta por el módulo SparkFun Bluetooth Mate Silver, el cual está diseñado específicamente para ser utilizado con microcontroladores, con un *baud rate*³ desde 2400 a 115200 bps.

D. Actuador FES

La estimulación se realizará por corriente controlada según las especificaciones de diseño del proyecto. El diseño de este bloque está determinado por el rango de amplitud de la corriente en los pulsos que formarán la estimulación eléctrica. En esta etapa se debe generar el pulso final que será aplicado, de acuerdo a los parámetros de estimulación configurables por el usuario.

Es importante considerar el tipo de carga que se estimula en este tipo de aplicaciones. Esto presenta una gran variación dependiente de muchos factores en el proceso de aplicar el estímulo eléctrico. Entre estos están la superficie del electrodo utilizado, el material del mismo, la densidad de corriente aplicada, la interfaz electrodo-piel, el gel utilizado en dicha interfaz y sobre todo, el tipo de piel y tejido muscular hasta llegar al punto donde efectivamente se inyecta la estimulación. Esto último a su vez, depende de cada persona. Por esto resulta difícil establecer una carga fija para el diseño. Según la literatura [5], en el modelo eléctrico equivalente de la impedancia para FES, el rango típico de la carga resistiva debido a los factores mencionados va desde 500 Ω hasta 10 kΩ aproximadamente.

Finalmente con este análisis de requerimiento de altos picos de pulso de corriente (100 mA de acuerdo al PRD, documentado en el libro), y de rango de impedancia de carga resistiva en torno a las unidades de kΩ, se concluye de forma directa por la ley de Ohm que esta etapa deberá ser capaz de manejar altas tensiones ($V = I \times R$). Normalmente los

electroestimuladores funcionales manejan algunos cientos de voltios en sus etapas finales. Por esto, se fija 100 V como tensión de salida (1 kΩ de carga y 100 mA de corriente de estimulación). Esto implica que la carga puede ser alimentada hasta 100 V en las amplitudes de sus pulsos, según el valor de la carga propiamente y la corriente con la que se la estimula.

IV. DESARROLLO DE LA FUENTE DE CORRIENTE E INTEGRACIÓN DEL SISTEMA

Con referencia a la figura 3, se enmarcan los bloques ISO, DAC, CURRENT-SOURCE y CH-SW como partes que componen la etapa de actuación FES. Se describen cada uno de ellos.

1) **Fuente de Corriente (Current Source)**. Se propone la implementación de uno basado en el uso de transistores como puente-H y amplificadores operacionales como amplificadores de transconductancia, con la carga flotante. El esquema general de este tipo de circuito se muestra en la figura 4. El dispositivo comercial INTFES también basa en este diseño la implementación de su fuente de corriente [6]. El amplificador operacional se utiliza para control de realimentación de la fuente de corriente. Puede generar pulsos de corriente bifásicos activos. En cuanto a la potencia, el consumo es altamente optimizado, ya que gran parte se disipa por la carga cuando la fuente de corriente está activa. Cuando está inactiva, el circuito consume menos de 10 mW.

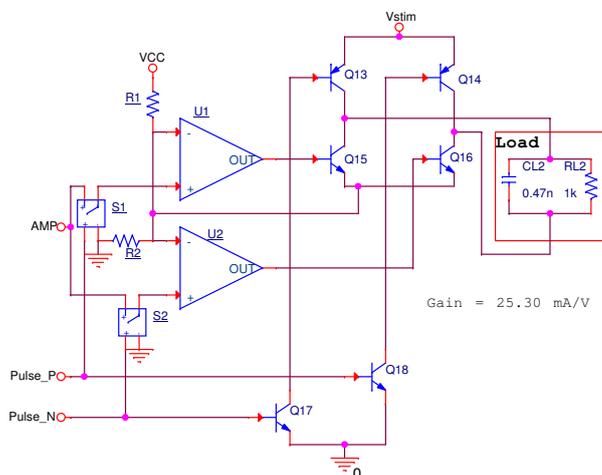


Fig. 4: Circuito de fuente de corriente a amplificadores de transconductancia y puente-H, seleccionado para la NP desarrollada. La carga está modelada como una red RC en paralelo [5].

2) **Conmutación de Canales (CH-SW)**. Esta etapa consiste en conmutar entre cuatro distintos canales de estimulación, la salida de pulsos que se produce en la fuente de corriente.

Para la implementación de esta etapa se optó por utilizar el circuito integrado MAX4800ACQI+. Este provee conmutación de alto voltaje en ocho llaves analógicas. Mediante

³tasa de unidades de señal por segundo

el uso de la tecnología BCDMOS, provee el control de estos *switches* SPST⁴ mediante una interfaz digital.

3) **Conversor Digital Analógico (DAC)**. La conversión digital analógica debe realizarse con el valor de la amplitud de los pulsos positivo y negativo, que se forman en la fuente de corriente.

Para esta etapa se optó por el circuito integrado AD5300 de 8 bits. Este opera con una alimentación de entrada de 2,7 a 5,5 V. Utiliza una interfaz serial versátil de tres pines que puede operar con frecuencia de reloj de hasta 30 MHz.

El DAC se alimenta con 5 V para V_{DD} . D es el equivalente decimal del código binario que se carga al registro del DAC. D puede variar de 0 a 255.

4) **Aisladores (ISO)**. Esta etapa resulta de gran importancia, ya que en el prototipo diseñado se tienen circuitos analógicos y digitales, es decir entre el circuito digital de la Unidad de Control y Sensores y la fuente de corriente (analógico). Para su implementación se utiliza el ISO7230 es un aislador digital de tres canales. Este dispositivo tiene *buffers* de entrada y salida lógica separados por una barrera de aislación de dióxido de silicio, ideal para separación de tierras.

A. Sistema de alimentación y BMS (Battery Management System)

La NP esta alimentada pro un par de batería de Ion-Litio conectada en serie. De estas tensión se obtiene todas las demás (+12 V, -12 V, 100 V, +5 V), necesarias para alimentar los demás bloques del sistema. El circuito integrado escogido para la fuente de ± 12 V es el LT1945.

La fuente de 100 V se implementa utilizando el circuito integrado MAX773. El mismo es un regulador del tipo *Switching* capaz de brindar una salida en voltaje variable, con un rango de voltaje de entrada de 2 a 16,5 V. El circuito integrado posee una potencia de salida de hasta 15 W. En esta aplicación se lo utiliza para alimentar el puente H de la fuente de corriente y el conmutador de canales del sistema.

El Bloque BMS está compuesto principalmente por diversos conectores, cuya función es la de distribuir la energía almacenada en las baterías (7,4 V) a cada uno de los elementos que conforman el BMS y distribuir la salida de los mismos a los demás bloques del sistema, detallados en la figura 3.

V. RESULTADOS

En la figura 5.(a) y 5.(b) puede observar la integración de todo el sistema en la BMS, en el que se tiene la interconexión de los módulos *bluetooth*, IMU, microcontrolador y reguladores de 3,3 y 5 V, por un lado; y por otro lado, la interconexión de los PCBs desarrollados, respectivamente. Por último, en la figura 5.(c) se muestra la NP totalmente integrada, colocada en la pierna para su uso de compensación de caída plantar.

⁴SPST, single-pole single-throw, una única entrada y una salida, típicos para encendido/apagado.

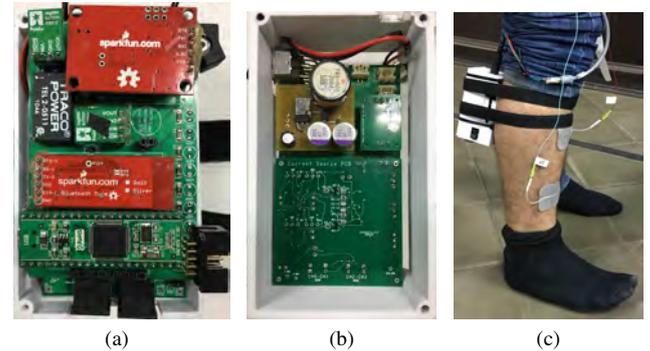


Fig. 5: PCBs fabricados y montados. En (a) BOTTOM de la BMS que interconecta módulos, (b) TOP de la BMS, interconectando los demás PCBs y (c) NP en su ubicación en la pierna para compensación de caída plantar.

VI. CONCLUSIONES Y TRABAJOS FUTUROS

Sin duda, la NP presentada es un primer prototipo de una herramienta con mucho potencial para la investigación en el campo de la robótica híbrida de rehabilitación. Este trabajo se ha centrado mayormente en el desarrollo de la herramienta, enfocándonos en una de las muchas aplicaciones posibles. A lo largo del desarrollo, y de las validaciones llevadas a cabo, se pudieron observar y analizar muchos aspectos, siendo algunos abordados durante el mismo desarrollo y otros dejados para desarrollos futuros.

Uno de los primeros desafíos surge en las mismas especificaciones y se refiere a los rangos de trabajo del actuador. Si bien es aceptado un rango de trabajo de 100 V para una NP de caída plantar, la respuesta real de este rango depende de la impedancia efectiva de la carga. Previamente se mencionó el hecho que no se tiene una carga fija a estimular, sino un rango. El valor de impedancia en la carga es único en cada persona. Estudiar esta variación mediante un medidor dinámico de impedancia adherido a la NP puede resultar de gran utilidad. Con esto, el sistema podría tener una realimentación de dicha medición y así controlar los rangos de corriente de estimulación, por ejemplo. En este trabajo se optó por trabajar con un rango adecuado para esta aplicación en particular, pudiendo no serlo para otras.

REFERENCIAS

- [1] F. Brunetti, A. Garay, J. Moreno, and J. Pons, "Enhancing functional electrical stimulation for emerging rehabilitation robotics in the framework of hyper project," in *proceedings of the 2011 IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics (ICORR)*, pp. 1–6, IEEE, 2011.
- [2] W. K. Durfee, "Gait restoration by functional electrical stimulation," in *collection of the Climbing and Walking Robots*, pp. 19–26, Springer, 2006.
- [3] J. K. Loudon, M. Swift, and S. Bell, *The clinical orthopedic assessment guide*. Human Kinetics, 2008.
- [4] S. Cuccurullo, *Physical Medicine and Rehabilitation Board Review*. Demos Medical Pub, 2014.
- [5] D. L. Villarreal, D. Schroeder, and W. H. Krautschneider, "Equivalent circuit model to simulate the neuromuscular electrical stimulation," *Technische Universität Hamburg-Harburg*, 2010.
- [6] T. Keller, "INTFES Stimulator, Technical Documentation," tech. rep., Tecnia, 2010.

Primer prototipo de una Nueva Ortesis de Rodilla con Control de Apoyo para Facilitación de la Marcha en Personas con Trastornos del Movimiento Unilaterales

M.C. Sánchez-Villamañán, J. Gómez, A.J. del-Ama, J.L. Pons y J.C. Moreno.

Resumen—En esta contribución se presenta el primer prototipo de una nueva ortesis de rodilla con control de apoyo mediante el bloqueo de la rodilla y control de la fase de balanceo de sujetos con marcha patológica. Se define el diseño mecánico de la ortesis explicando el principio de funcionamiento de los componentes principales. El sistema completo final estará basado en la combinación de la ortesis con electro-estimulación funcional no invasiva.

I. INTRODUCCIÓN

La incidencia de lesión medular en la población es de entre 10,4 y 15 millones [1], mientras que anualmente, 15 millones de personas sufren un accidente cerebrovascular en el mundo [2]. Estas lesiones neurológicas, además de afectar las funciones motora y sensorial, tienen un alto impacto en la calidad de vida de la persona. Para mejorar esta calidad de vida y asistir la rehabilitación y/o la compensación funcional de la marcha, se ha desarrollado numerosa tecnología robótica de asistencia durante los últimos años [3].

Nuestro objetivo, dentro del marco de la Red Iberoamericana de Rehabilitación y Asistencia de Pacientes con Daño Neurológico mediante Exoesqueletos Robóticos de Bajo Coste (REASISTE), es diseñar y obtener una solución de apoyo a la función motora de usuarios que han sufrido una lesión neurológica. Esta solución ha de ser simple, eficiente y de bajo coste. Por tanto, la solución propuesta se basa en la combinación de una ortesis de rodilla con control de apoyo con estimulación eléctrica funcional que evoque la contracción muscular necesaria. En esta contribución, presentamos el principio de funcionamiento de la ortesis, su diseño mecánico conceptual y el primer prototipo fabricado.

La característica fundamental de las ortesis de rodilla con control de apoyo es la de restringir el movimiento de la articulación durante la fase de apoyo. La articulación bloqueada de la ortesis soporta por tanto el peso del usuario durante esta fase. Durante la fase de balanceo, la ortesis se

desbloquea y la rodilla del usuario que la viste se mueve libremente. Por lo tanto, el modo en que se bloquea y desbloquea la ortesis es un factor distintivo entre los diferentes diseños que ya existen. Por ejemplo, este sistema de bloqueo-desbloqueo puede activarse de manera activa o pasiva. Existen ortesis donde un solenoide actúa un embrague [4] y otras donde la condición de activación del mecanismo depende de la gravedad [5]. El reto en el diseño y la mejora de estas ortesis reside en conseguir diseños ligeros, compactos, seguros y con un Sistema de bloqueo-desbloqueo fiable y eficiente.

En la sección II de esta contribución se explica el diseño mecánico de la ortesis. Se expone su principio de funcionamiento en combinación con la electro-estimulación funcional y el diseño mecánico de sus componentes más representativos. En la sección III se presenta el primer prototipo fabricado de la ortesis y la evolución de su diseño. Por último, se exponen las tareas a desarrollar como trabajo futuro.

II. DISEÑO MECÁNICO

La ortesis unilateral presentada en esta contribución actúa el movimiento de la rodilla, estabilizándola durante la fase de apoyo y permitiendo la flexión y la extensión asistida que se complementa con electro-estimulación durante la fase de balanceo. La estructura de la ortesis tiene por tanto un grado de libertad en el plano sagital de movimiento en la rodilla. Se añade otro grado de libertad en el tobillo de forma que la ortesis pueda fijarse correctamente sobre la pierna del usuario y la plantilla absorba el peso de la ortesis. Este segundo grado de libertad es un eje pasivo en el plano sagital de movimiento. La electro-estimulación también controla los músculos encargados de la flexión dorsal y plantar del tobillo [6].

A. Principio de funcionamiento

Los componentes principales de la ortesis que provocan su funcionamiento son el sistema de bloqueo-desbloqueo guiado con cable Bowden y un componente elástico, definido en la próxima subsección, que almacena y libera energía elástica cuando es necesario. Durante la fase de apoyo, la articulación de la rodilla está bloqueada. Cuando termina la fase de apoyo, el sistema de electro-estimulación provoca la dorsiflexión de tobillo para facilitar el despegue del talón y el inicio de la fase de balanceo. En ese momento, la posición articular de la cadera hace que el sistema de

M.C. Sánchez-Villamañán, J. Gómez, J.C. Moreno y J.L. Pons pertenecen al Grupo de Neuro Rehabilitación, Instituto Cajal, Consejo Superior de Investigaciones Científicas (CSIC), Avda Doctor Arce, 37, 28002, Madrid, España (mcarman.sanchez@csic.es).

A.J. del-Ama pertenece a la Unidad de Neurorrehabilitación, Biomecánica y Función sensitivo-Motora del Hospital Nacional de Paraplégicos (HNP-SESCAM), Unidad asociada al CSIC, Finca la Peraleda S/N, 45071, Toledo, España.

bloqueo se libere, la articulación de rodilla de la ortesis se desbloquee y el componente elástico comience a liberar la energía elástica almacenada (2 de Fig. 1), asistiendo la flexión de la rodilla. Una vez alcanzado el ángulo máximo de flexión (3 de Fig. 1), se asisten los músculos extensores mediante electro-estimulación. De esta manera el componente elástico vuelve a cargarse (4 de Fig. 1) y se alcanza el final de la fase de balanceo. La posición articular de la cadera provoca la activación del mecanismo de bloqueo, la articulación de la ortesis queda bloqueada y el componente elástico queda cargado para la flexión del próximo ciclo de marcha (1 de Fig. 1). Las condiciones de bloqueo-desbloqueo así como la actuación del componente elástico están representadas en la Fig.1.

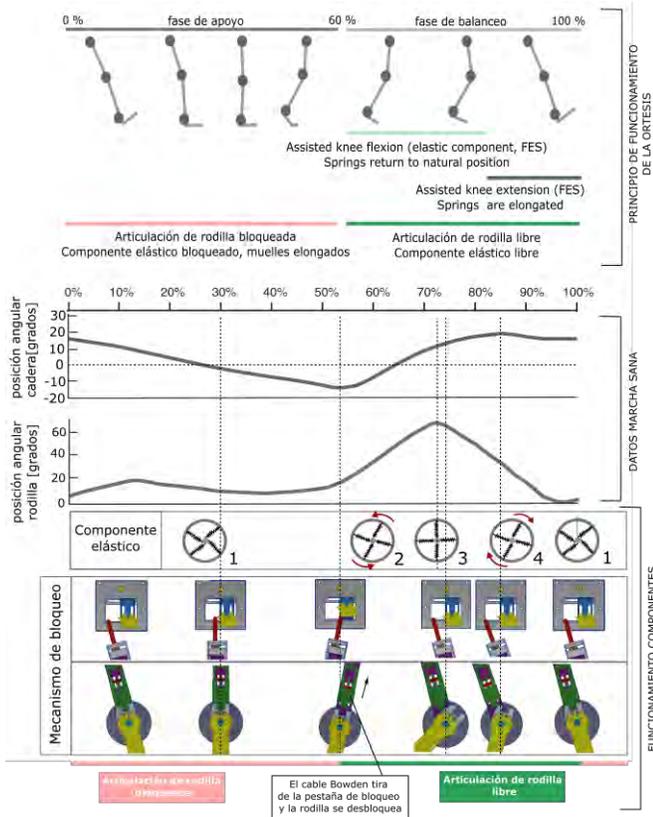


Fig. 1. Principio de funcionamiento de la ortesis combinada con la electro-estimulación funcional durante un ciclo de marcha.

B. Diseño conceptual

El mecanismo de bloqueo está compuesto de dos partes. En primera parte, fija a la cadera mediante una ortesis comercial, se fija el cable Bowden. La segunda parte del mecanismo corresponde al extremo superior de la barra superior de la estructura de la ortesis. La condición que activa o desactiva el mecanismo de bloqueo depende de la posición de la cadera a lo largo de la marcha. Cuando termina la fase de apoyo, el extremo superior de la barra empuja la pestaña del mecanismo localizado en la pelvis. De esta forma se transmite una tensión al cable Bowden que hace tira de la pestaña de bloqueo en la rodilla y hace que se

desbloquee la rodilla de la ortesis (ver Fig. 1). Al terminar la extensión en la fase de balanceo, el muelle se vuelve a comprimir y descomprimir de forma que la barra inferior de la estructura recupera su posición inicial quedando bloqueada. Puede encontrarse una explicación más esquemática del funcionamiento del mecanismo de bloqueo-desbloqueo en [7].

El componente elástico de la ortesis está compuesto de un anillo exterior, uno interior y cuatro muelles de extensión que unen ambos anillos (ver Fig. 2). El anillo exterior es solidario a la barra superior de la estructura de la ortesis, mientras que el anillo interior lo es al eje de la articulación que a su vez está rígidamente unido a la barra inferior de la estructura. La posición relativa entre ambos anillos hace que los muelles se elonguen, almacenando la energía durante la extensión en la fase final del balanceo. Al quedar la articulación bloqueada, los muelles quedan elongados hasta la siguiente flexión de rodilla en la siguiente fase de balanceo. En ese momento la articulación se desbloquea, los muelles tienden a recuperar su estado de reposo y liberan la energía almacenada, en forma de par motor, a la rodilla del usuario (ver Fig. 1). El par estimado para asistir la flexión de rodilla en un adulto de 75 kg es de 35 Nm. Este par se calcula considerando la aceleración de la rodilla durante la flexión y la inercia de la pierna y el pie del usuario. Para este cálculo se consideraron datos antropométricos [8]. Conociendo el par de asistencia en el momento de máxima deflexión, se calculó la rigidez de los muelles, su máxima elongación y la fuerza que deben ejercer para desarrollar el par requerido. Obteniendo esos valores se seleccionaron muelles con una constante de rigidez de 33N/mm.

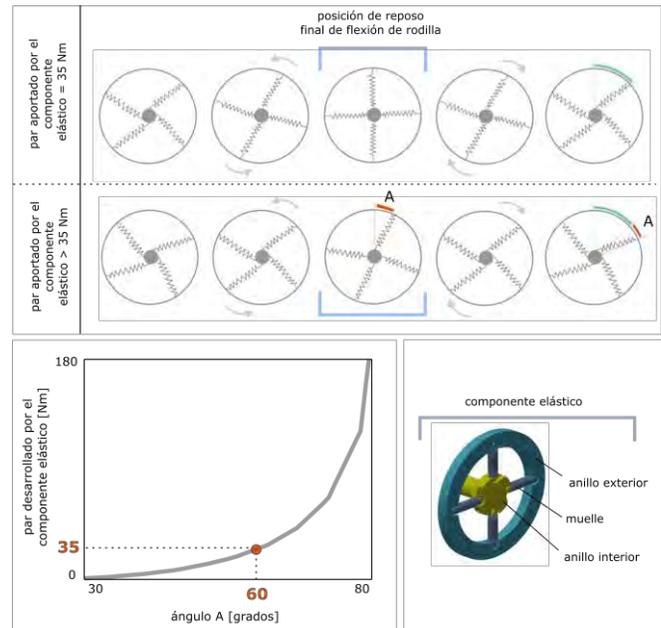


Fig. 2. Par desarrollado durante la flexión de la rodilla por el componente elástico en función de la variación de su posición de reposo.

Si se modifica la posición de reposo del componente elástico, entendiendo posición de reposo la posición en la que el componente elástico acaba de liberar la energía almacenada (final de la flexión de la rodilla y comienzo de la extensión), se puede aumentar el par que desarrolla el componente elástico. Como puede observarse en la Fig. 2, a medida que aumenta la posición angular relativa entre los anillos del componente elástico, el par que son capaces de desarrollar aumenta. Esta variación angular de posición de reposo se realizaría manualmente.

III. PRIMER PROTOTIPO

El primer prototipo de la ortesis descrita en esta contribución puede verse en la Fig.3. La mayoría de las piezas de este primer prototipo se fabricaron mediante impresión 3D con PLA para el abaratamiento de costes durante el proceso de prototipado de diferentes versiones. Además, esto permite que la ortesis sea ligera. El eje de la articulación de la rodilla, por ser la pieza más comprometida en cuanto a los esfuerzos generados, se fabricó en acero.

A parte de la estructura de la ortesis, el componente elástico, el sistema de bloqueo-desbloqueo y la plantilla, se fabrican con la misma técnica las tres cinchas para la correcta fijación de la ortesis sobre la pierna del usuario. Estas cinchas se recubren de espuma y se adaptan a unos cierres micrométricos que permiten un vestido-desvestido de la ortesis rápido y sencillo. Para adaptar la parte del mecanismo de bloqueo-desbloqueo que se encuentra sobre la pelvis se utiliza una ortesis de bilateral de cadera comercial. Para evitar el movimiento relativo entre esta ortesis y los tejidos blandos de la zona abdominal del usuario, se refuerza esta zona con una estructura fabricada en aluminio (Fig. 3).

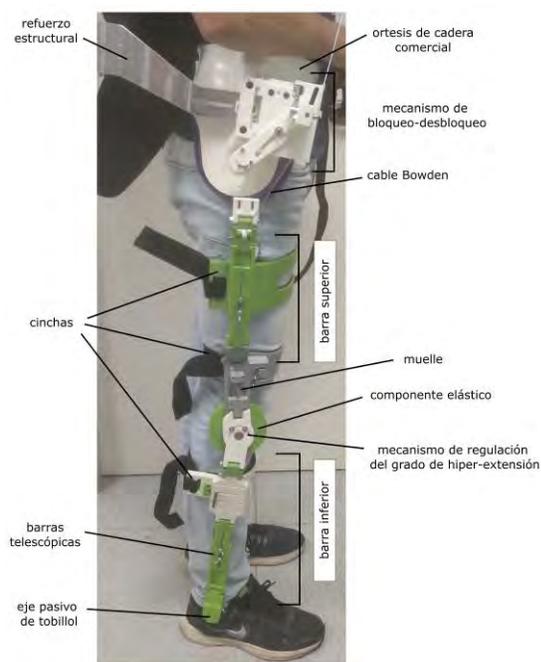


Fig. 3. Primer prototipo de la nueva ortesis de rodilla con control de apoyo.

Las barras de la estructura de la ortesis son telescópicas y adaptables a usuarios con Alturas de entre 1,60 m y 1,90 m. Además, a estas barras se añaden bisagras, de forma que la estructura de la ortesis se adapten al perfil de las extremidades de cada usuario. El cable Bowden se guía a lo largo de la barra superior de la estructura para evitar colisiones con los brazos del usuario al caminar. Este cable se tensa mediante un sistema de tornillo sin fin y corona similar al sistema de tensionado de cuerdas en una guitarra.

En este prototipo se añaden además 10 grados de hiperextensión de rodilla regulables para el correcto alineamiento de las barras de la estructura sobre las extremidades del usuario. En la Fig. 4 pueden observarse diferentes versiones previas del primer prototipo de la ortesis aquí presentado donde pueden observarse algunos cambios y evoluciones de las piezas como por ejemplo el mecanismo de bloqueo-desbloqueo de la cadera. La posición y orientación de las cinchas pueden modificarse para cada usuario.

IV. CONCLUSIÓN

El prototipo presentado es ligero y es compacto. La ortesis soporta el peso del usuario durante la fase de apoyo mientras que permite el movimiento libre de la rodilla durante la fase de balanceo asistiendo la flexión. El diseño del mecanismo de bloqueo-desbloqueo se ha mantenido lo más sencillo posible sin comprometer su funcionamiento. Los siguientes pasos a dar en el desarrollo del proyecto consisten en validar y cuantificar la asistencia del componente elástico durante la flexión de la rodilla, comprobar el funcionamiento de la ortesis combinado con la estrategia de electro-estimulación funcional para probar la eficiencia global del sistema así como realizar pruebas de resistencia de la estructura de la ortesis, para garantizar la seguridad de uso de la misma.

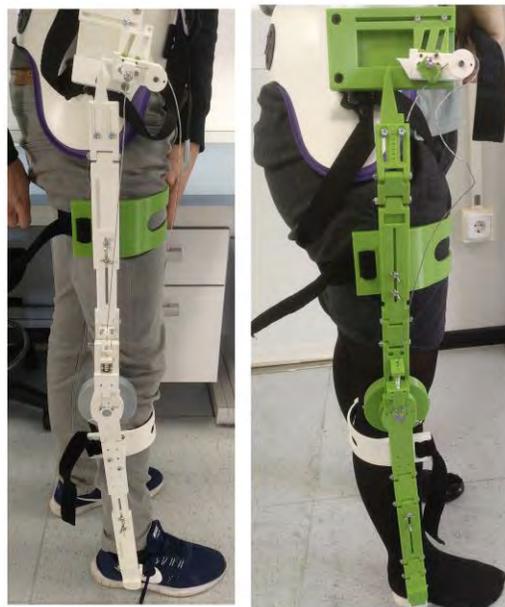


Fig. 4. Diferentes versiones preliminares del primer prototipo de la ortesis.

AGRADECIMIENTOS

Este trabajo fue desarrollado dentro del marco de la Red Iberoamericana de Rehabilitación y Asistencia de Pacientes con Daño Neurológico mediante Exoesqueletos Robóticos de Bajo Coste (REASISTE), Programa Iberoamericano de Ciencia y Tecnología para el desarrollo (CYTED, 216RT0504). El Ministerio español de Economía, Industria y competitividad ha colaborado parcialmente con el desarrollo del Proyecto mediante la beca RYC-2014-16613.

REFERENCIAS

- [1] M. Wyndaele and J.J. Wyndaele, "Incidence, prevalence and epidemiology of spinal cord injury: Whats learns a worldwide literature survey?," *Spinal Cord*, vol.44, no. 9, pp. 523-529, Jan. 2006.
- [2] Stroke Center, <http://www.strokecenter.org/patients/aboutstroke/stroke-statistics/> (February 2012)
- [3] A. J. Del-Ama, , A. D. Koutsou, J. C. Moreno, A. de-los-Reyes, A. Gil-Agudo, and J. L. Pons, "Review of hybrid exoskeletons to restore gait following spinal cord injury," *JRRD.*, vol. 49, no. 4, pp. 497-514, 2012.
- [4] Sclater N, Chironis NP. Mechanisms and mechanical devices sourcebook. New York (NY): McGraw-Hill; 2001.
- [5] Nijenbanning G, Goudsmit JA, inventors. Gravity operated locking hinge. United States patent US 20030153854. 2003 Aug 14.
- [6] J. Gil, M. C. Sánchez-Villamañán, J. Gómez, A. Ortiz, A. J. del-Ama, J. L. Pons y J. C. Moreno, "Design and Implementation of a Novel Semi-Active Hybrid Unilateral Stance Control Knee Ankle Foot Orthosis," *IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems (IROS)*, Madrid, España, 2018.
- [7] M. C. Sánchez-Villamañán, A. J. del-Ama, J. M. Gómez, J. L. Pons y J. C. Moreno, "Diseño de una Nueva Ortesis de Rodilla con Control de Apoyo para Facilitación de la Marcha en Personas con Trastornos del Movimiento Unilaterales," presentado en la IX edición del Congreso Iberoamericano de Tecnologías de Apoyo a la Discapacidad (IBERDISCAP), Bogotá, Colombia, 2017.
- [8] D. A. Winter, *Biomechanics and Motor Control of Human Movement*. John Wiley & Sons, Ltd, 1990.

ICARUS: Exoskeleton System Controlled by EMG

Manuel Cervantes-Ponce, Ximena Cadena-González, Alexis Luviano-Toralva
Andrea Mayor-Grimaldo, Gabriela Ruiz-Soto, Rogelio Bustamante-Bello

Abstract—The following document explains the justification and methodology followed by a group of pregraduate students and two researchers for the design of the prototype exoskeleton system Icarus, being developed at Tecnológico de Monterrey Campus Ciudad de México. The idea behind the basic control of the motors and the current progress will be discussed along with work to be performed in the future.

I. INTRODUCTION

AS the time goes by expectancy increases and fertility decreases [1]. In 2010, there were 30.9 elders per each 100 habitants and in 2017 the figure went up to 38; at the same time, the median age has incremented from 26 to 27 years and the number of dependent people for each 100-productive people has decreased from 55.2 to 52.8 [2]. Since the number of dependent people has decreased and the median age increased, it can be deducted that there are fewer births. This shows that as there are more elders and less young people, it raises a health alert to the future, charged towards an older sector.

One of the complications that might appear in this sector is the Frailty Syndrome on the Elderly, which limits the freedom of a person and chronically deteriorates its state. The Frailty Syndrome represents a condition characterized by a low homeostasis and a dropped tolerance to stress [1]. This increases the patient's vulnerability, due to its decreased metabolism, limits its mobility and, related to the later, increases the risk of fractures resulting from falls [1], [3].

Through this, it is proposed the design and construction of a functional orthosis, particularly an exoskeleton system, capable of providing further stability and agility to elderly people who might present muscle weakness, by improving their residual movement without fully replacing it. This to facilitate tasks like sitting down and standing up, giving them back part of their autonomy.

II. MATERIAL AND METHODS

A. System control through EMG

In order to control the exoskeleton and make the system as immersive as possible for the user, it has been planned that the system will be controlled through electromyographic (EMG) signals which will be retrieved from the user and then will be processed to activate or deactivate the correct actuators, as well as give them direction; this path can be observed in Fig. 1.

M. Cervantes-Ponce, X. Cadena-González, A. Luviano-Toralva are Biomedical students at Tecnológico de Monterrey Campus Ciudad de México (email: A01332853@itesm.mx, A01332255@itesm.mx, A01064683@itesm.mx). Andrea Mayor-Grimaldo is an Industrial Designer graduated from Tecnológico de Monterrey Campus Ciudad de México

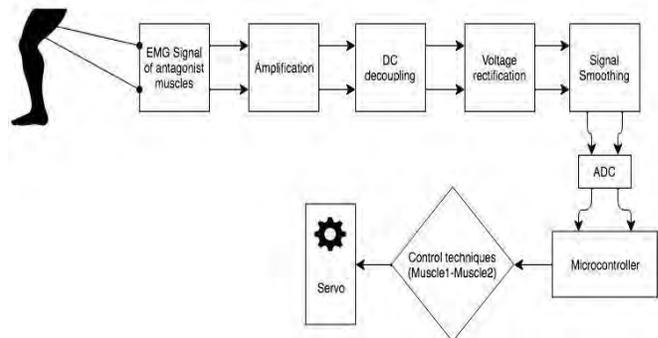


Fig. 1. Block diagram of the path to follow in order to control the actuators through electromyography.

For this system control, 8 EMG channels will be acquired at the hip and knee, flexor and extensor muscle groups on both limbs. For the system to be as small as possible, the EMG circuit was designed from scratch to be able to print them as close to one another as we can, on the same PCB, and to assure that the acquired signal is the desired one. This EMG version is powered by a bipolar 5V source which provides both $\pm 5V$ cables and a ground reference. The output signal has been rectified and optimized to give voltages from 0 to 4V which should not be harsh on digital electronics. The output signals were smoothed through circuits, so the processing power is not focused on that.

B. Electrode position

For the system to be consistent and not to bother the user with having to place electrodes on his or her skin, dry electrodes are to be used instead of the autoadherible ones. Also, a method of achieving consistent placement of the electrodes as well as a proper contact shall be designed in future iterations of the system.

The position where the electrodes will be placed upon was retrieved from *Anatomical Guide for the Electromyographer* by Aldo O. Perotto and are to be placed following the lead of the major muscles of each of the groups, detecting the overall activity on the surface of the skin when they trigger. At the hip, the electrodes will be placed on the gluteus maximus (extensor) and following the iliopsoas (flexor). For the knee, they will be placed on the rectus femoris (extensor) and following the long head of the biceps femoris (flexor).

G. Ruiz-Soto; R. Bustamante-Bello are researcher at Centro de Investigación en Microsistemas y Biodiseño -CIMB-, Tec de Monterrey Campus Ciudad de México, at (email: gmruiz@itesm.mx, corresponding autor: rbustama@itesm.mx), Ciudad de México, México.

C. Exoskeleton structure

The structural design of the exoskeleton that is expected to be achieved is shown in the Fig. 2. In the lower back compartment is placed the rechargeable battery, the four motors (one for each joint), and the electronics that process the input EMG signals and that controls the motors. The hip joint will allow the flexion and extension of the thighs over the torso and the knee joint will do so to the leg over the thigh. There is a flap touching the regions of the gluteus and the thigh where the hip extensor and flexors can be respectively read through the electrodes. There is an adjustable length section to match the user's height. There also is a rigid support at the thigh that holds the user during the standing and sitting sequences, while it provides structural support. This section also holds the electrodes to acquire the EMG signal.

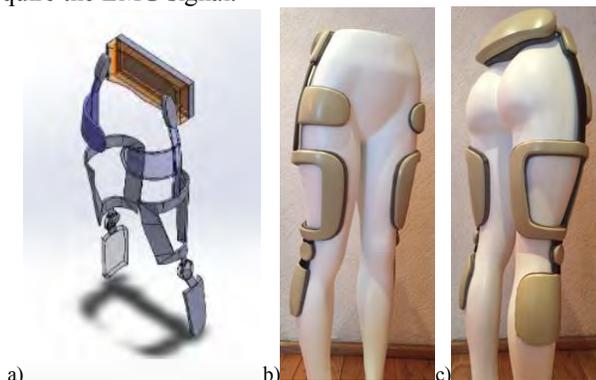


Fig. 2. Icarus exoskeleton. a) CAD. b) Physical model of the structural design of the exoskeleton (front). c) Physical model of the structural design of the exoskeleton (back).

III. RESULTS

In the Fig. 3 is shown the signals obtained by EMG circuit. For easy trials, they were acquired from the flexors and extensors muscles of the wrist, but similar results were found when acquiring from the muscles of the lower limb.

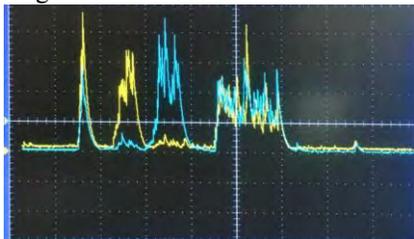


Fig. 3. Signals acquired by building the EMG circuit two times. For easy trials, the yellow signal was acquired from the flexors of the wrist while the blue one from the extensors. When closing a fist, both signals trigger at the same time with similar amplitudes but when moving on a single direction, only one of them trigger.

In the Fig. 4, a depiction of the functional structure of the exoskeleton is shown, where the mobility of the hip and knee joint are considered as well as the adjustability of the system to different lengths of a leg.

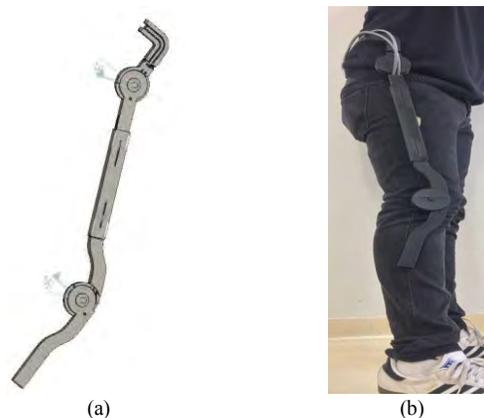


Fig. 4. Functional structure of the exoskeleton. a) CAD. b) 3D-Printed model.

IV. DISCUSSION

As shown in Fig. 1, pair signals from antagonist muscles will be acquired and compared for the control. This method has been tried successfully as shown in Fig. 3 where the yellow signal is one muscle and the blue one is its antagonist. This means that the channel that reads the extensor of the knee will be directly compared to the channel that reads the flexion at same limb. By doing activity on one of the two muscles, known as isotonic contraction, it can be detected the movement and thus a software decision can be taken to activate the actuator in one direction. In the case of an isometric contraction where both muscles are activated at the same time, it can be chosen not to do anything.

V. CONCLUSION

A structural and electronic designs have already been proposed. It might be a good next step to start building a new prototype to ensure compatibility with the user. In the future, a system to better hold to the limbs of the user should be worked on, as well as a way to adjust the length of the pieces. Also, in order to ensure that a user would place the electrodes for EMG on the right place, a set of pants with embedded dry electrodes could be implemented. New tests shall be performed regarding these improvements.

REFERENCES

- [1] Bustamante, R. (2016). "Health Wearables for Early Detection of Frailty Syndrome in Older Adults in Mexico: An Informed, Structured Process for the Selection of a Suitable Device". *ResearchGate*. Retrieved from: www.researchgate.net/publication/308415878_Health_Wearables_for_Early_Detection_of_Frailty_Syndrome_in_Older_Adults_in_Mexico_An_Informed_Structured_Process_for_the_Selection_of_a_Suitable_Device
- [2] INEGI. (2015). "Población". *INEGI*. Retrieved from: <http://www.beta.inegi.org.mx/temas/estructura/>
- [3] Medina Chávez, J. (2014). "Diagnóstico y Tratamiento del Síndrome de Fragilidad en el Adulto Mayor". *CENETEC Salud*. Retrieved from: http://www.cenetec.salud.gob.mx/descargas/gpc/CatalogoMaestro/479_GPC_SxndromeFragilidad/GER_sindrome_de_fragilidad.pdf%20
- [4] Perotto, A. (2011). *Anatomical Guide for the Electromyographer*. USA. Thomas Books: Fifth Edition.

Experiencia Clínica con Exoesqueletos del Miembro Inferior en la Rehabilitación de la Marcha de Pacientes con Lesión Medular Incompleta.

Antonio J. Del Ama¹, Vicente Lozano-Berrio¹, Manuel Bayón-Calatayud², Jesús Benito-Peñalva³,
Mónica Alcobendas-Maestro¹, Juan C. Moreno⁴, y Angel Gil-Agudo¹.

Abstract—Estudio prospectivo de casos y controles, en pacientes con lesión medular incompleta, para valorar la rehabilitación de la marcha mediante exoesqueleto H2.

Un grupo (N=2) realizó rehabilitación de la marcha convencional, y el resto (N=4) rehabilitación de la marcha con el exoesqueleto H2. Todos realizaron 14 sesiones de 20 minutos de duración.

Se evaluaron parámetros espacio-temporales (Timed Up and Go, Test de 10 metros de marcha, Test de 6 minutos de marcha), asistencia para la marcha (WISCI-II), nivel de independencia funcional (SCIM-III), espasticidad (Ashworth, escala espasmos Penn), dolor, confort, y fatiga (EVA dolor-confort-fatiga).

No se obtuvieron diferencias significativas entre grupos. Los portadores del exoesqueleto consiguieron realizar una marcha funcional en paralela o con andador, sin aumento del dolor, espasticidad o fatiga.

Futuros estudios son necesarios para evaluar la eficacia de la terapia basada en exoesqueletos para la Rehabilitación de la marcha en pacientes con lesión medular.

I. INTRODUCCION

La recuperación de la capacidad de deambulación es uno de los objetivos principales de la rehabilitación en los pacientes con lesión medular incompleta. En estos pacientes la terapia robótica podría facilitar una ejecución segura, fiable, reproducible, repetitiva e intensiva de ejercicios de deambulación, estimulando la neuroplasticidad y el reaprendizaje motor [1-4]. El objetivo de este estudio es valorar en pacientes con lesión medular incompleta el

Este trabajo ha sido financiado por el Fondo de Investigaciones Sanitarias del Instituto Carlos III y cofinanciado por FEDER (Ref. P115/01437) y por la red REASISTE del programa CYTED (Ref. 216RT0504). Unidad de Neuror rehabilitación, Biomecánica, y Función Sensitivo-Motora (HNP-SESCAM), Unidad Asociada al CSIC.

1. Unidad de Neuror rehabilitación, Biomecánica, y Función Sensitivo-Motora. Hospital Nacional de Paraplégicos- SESCAM. Unidad asociada al CSIC. España.
2. Servicio de Rehabilitación y Medicina Física. Complejo Hospitalario de Toledo- SESCAM. España.
3. Servicio de Rehabilitación y Medicina Física. Institut Guttmann. Badalona. España.
4. Grupo de Rehabilitación Neural. Instituto Cajal. CSIC. Madrid. España.

impacto de la rehabilitación de la marcha mediante terapia robótica basada en el exoesqueleto Exo H2.

II. MATERIAL Y METODOS

Se trata de un estudio piloto prospectivo de casos y controles. Se incluyeron 6 pacientes con edades comprendidas entre 16- 65 años, que presentaban una lesión medular incompleta ASIA C o D, con fuerza suficiente en las extremidades superiores para manejar andador o bastones (tríceps braquial $\geq 3/5$), y un nivel neurológico de lesión comprendido entre T3- L3. Eran pacientes con más de 3 meses de evolución post-lesión, capaces de mantener y tolerar bipedestación, con un grado moderado de espasticidad (Ashworth < 3), una talla entre 160- 190 cm y peso inferior a 120 kg.

Se excluyeron: pacientes con hipertensión arterial no controlada, intolerancia al ejercicio, fracturas o patología osteotendinosa y articular de los miembros superiores que impedía el uso de bastones, pacientes con dermatopatías o úlceras por presión, pacientes con historia de 2 o más fracturas osteoporóticas en los miembros inferiores en los últimos dos años, y pacientes con epilepsia no controlada. Entre los pacientes de la muestra que cumplían criterios, 2 fueron asignados al grupo control (GC) y los 4 restantes al grupo intervención (GI). Los pacientes de ambos grupos realizaron 14 sesiones de rehabilitación de la marcha de 20 minutos de duración cada una. Los del GI realizaron entrenamiento de la marcha con el exoesqueleto Exo H2. Los pacientes del GC realizaron un programa tradicional de reeducación de la marcha en paralelas, con bitutores, bastones ingleses o andadores.

Se realizó una valoración clínica, funcional y de la capacidad de marcha de los pacientes del estudio mediante tests y escalas: Test de los 10 metros de marcha (10mWT), Test de los 6 minutos de marcha (6mWT), Test Timed Up and Go (TUG), escala WISCI II (Walking Index for Spinal

Cord Injury), y escalas analógicas visuales (EVA) para valorar el dolor, fatiga, y confort experimentado por los pacientes portadores de exoesqueleto. Por último se valoró el grado de discapacidad mediante la escala SCIM III (Spinal Cord Independence Measure), específica para lesión medular.

Para el análisis de datos se utilizó el programa estadístico SPSS 17.0. Se realizó un análisis descriptivo de variables clínicas y funcionales, mediante el cálculo de medias y desviaciones estándar de variables cuantitativas, frecuencias Y porcentajes de variables cualitativas. Se calculó la diferencia de medias observada para variables funcionales de marcha, los intervalos de confianza al 95% para esas diferencias y el valor de significación (valor de p). Se consideraron significativos valores de $p < 0,05$.

III. RESULTADOS

En los pacientes del grupo intervención se obtuvieron las mismas puntuaciones de espasticidad en la escala de Ashworth antes y después de la reeducación de la marcha con el exoesqueleto. Además la mediana en la escala de espasmos de Penn fue 1,5 pre-intervención y 1 post-intervención (exoesqueleto).

La diferencia de medias post-pre-intervención para el test de 6 minutos de marcha en los portadores de exoesqueleto fue de $\pm 35,7$ metros ($p=0,63$; IC95%: -207,5 a 136,1). La diferencia de medias post-pre-intervención para el test Timed Up and Go en los portadores de exoesqueleto fue de -10 segundos ($p= 0,28$; IC95%: -10,96 a 30,96).

La mediana de la puntuación en la escala WISCI- II post-intervención fue de 6 para el GC y 13 para el GI. La mediana de la puntuación en la escala SCIM- III post-intervención fue de 77 en el grupo control y 65,5 en el GI.

La diferencia de medias post-intervención para el test de los 10 metros de marcha (10mWT) entre el grupo control y el grupo intervención fue de -6,5 seg. a favor del GC ($p= 0,73$; IC95%: -56,1 a 43,1). La diferencia de medias post-intervención para el test de los 6 minutos de marcha (6mWT) entre el grupo intervención y el grupo control fue

de + 37,3 metros a favor del GI ($p= 0,71$; IC95%: -296,6 a 222). La diferencia de medias post-intervención para el test Timed Up and Go (TUG) entre el grupo intervención y el grupo control fue de -15,75 segundos a favor del GI ($p= 0,34$; IC95%: -25,5 a 57).

En los pacientes portadores de exoesqueleto, la media de la escala EVA para dolor fue $2,28 \pm 1,5$, la de la escala EVA para fatiga $3,75 \pm 1,5$, mientras que la de la escala EVA para confort/comodidad fue $4,17 \pm 1,7$.

IV. CONCLUSION

Los pacientes estudiados portadores de exoesqueleto han conseguido realizar una marcha funcional en paralelas o con andador, con una tolerancia aceptable al dispositivo con bajas puntuaciones en dolor, fatiga o confort. Además en los pacientes portadores de exoesqueleto no se incrementó la hipertensión o la frecuencia de espasmos con respecto a la que tenían previamente.

Sin embargo no se han observado diferencias significativas en los test de valoración de la marcha y en las escalas funcionales entre los pacientes portadores de exoesqueleto y los controles. Futuros ensayos clínicos con mayor tamaño muestral, son necesarios para confirmar la eficacia de esta terapia robótica en pacientes con lesión medular incompleta.

REFERENCIAS

- [1] C. Fisahn, M. Aach, O. Jansen, M. Moisi, A. Mayadev, K.T. Pagarigan, et al. "The Effectiveness and safety of exoskeletons as assistive and Rehabilitation devices in the treatment of neurologic gait disorders in patients with spinal cord injury: A systematic review" *Global Spine J.* 2016, pp. 822-841.
- [2] A. Esquenazi, M. Talaty, A. Packel, M. Saulino, "The Rewalk powered exoskeleton to restore ambulatory function to individuals with thoracic-level motor-complete spinal cord injury", *Am J Phys Med Rehabil*, vol 91, Nov. 2012, pp. 911-921.
- [3] A. Esquenazi, A. Packel, "Robotic-assisted gait training and restoration", *Am J Phys Med Rehabil*, vol91, Nov. 2012, pp. S217-S231.
- [4] J.L. Contreras-Vidal, N. A. Baghat, J. Brantley, J.G. Cruz-Garza, Y. He, Q. Mannley, S. Nakagome, K. Nathan, S.H.Tan, F. Zhu, J.L. Pons. "Powered exoskeletons for bipedal locomotion after spinal cord injury", *J Neural Eng*, vol 13, 2016 031001(16pp).

Admittance Control System for Walker Assisted-Gait

Sergio D. Sierra¹, Juan F. Molina¹, Marcela C. Múnera¹ *Member, IEEE* and Carlos A. Cifuentes¹ *Member, IEEE*

Abstract—Alterations to the human locomotor system, commonly result in problems related to balance and gait stability. Devices, such as Smart Walkers (SWs) are typically implemented to provide assistance and rehabilitation capabilities. Common SWs are not able to provide safe assistance and natural user interaction. In this paper is presented the implementation of an Human Robot Interaction (HRI) system, that provides natural user-walker interaction and security conditions for environment interaction. The system is composed of a safety rules system, a gait cadence estimator and an admittance controller. A validation test was conducted with a healthy user to assess several system responses.

Index Terms—gait assistance, smart walker, user interaction, admittance control, environment interaction.

I. INTRODUCTION

Stability and balance are key components for walking independence and human mobility, therefore they play an important role in life's quality of people [1]. However, the most prone populations to alterations in these components are the elderly people [2] and people with some motor disability. The conditions that lead to motor impairments are commonly Spinal Cord Injury (SCI), Cerebral Palsy (CP) and Stroke [1]. According to studies by the World Health Organization (WHO) from year 2000 to 2050, the world's oldest population (60 years and over) will increase from 60 million to 2 billion [3]. Moreover, nowadays people with disabilities represent 15% of world's population [4].

According to this, such alterations as partial or total loss of mobility, usually require assistance and rehabilitation devices that provide or empower the affected factors. Among these devices, walkers are commonly employed [5]. Although they have simple mechanical structures, are inexpensive and represent a high potential in rehabilitation, the walkers do not provide enough support and stability and require high energetic costs [6]. According to this, smart walkers (SWs) seek to reduce falls risk, provide stability and balance, as well as provide secure and natural interactions between the user and the environment. To achieve these goals, SWs include robotic and electronic technology to control and sense the movement of the walker and introduce human-robot interaction (HRI) interfaces, which allow to read the movement intentions of the user to provide a safer and more efficient mobility [6].

In this context, the development of an user-walker interaction system for a smart walker was made to address

the problems of natural interaction and estimation of user's intentions of movement. To do this, an admittance control system, as well as, several control modes were implemented. From the measurement of the interaction force between the user and the walker on walker's handlebars, the control actions for walkers linear and angular velocity are generated.

II. ROBOTIC PLATFORM DESCRIPTION

The sensory integration was implemented on the *AGoRA Smart Walker*, a robotic platform that emulates the performance of an SW [7]. For this purpose, the research platform Pioneer LX (Omron Adept Technologies, U.S.A) was used.

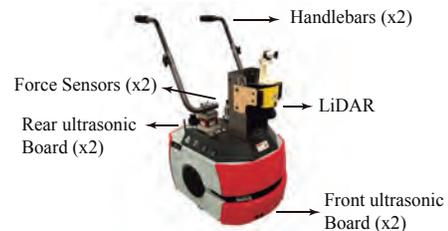


Fig. 1. *AGoRA Smart Walker* sensor modalities used.

Several sensory modalities were implemented: (1) A 2D LiDAR (S300 Expert, SICK, Germany) for environment and obstacles sensing, (2) two ultrasonic boards (one in the back and one in the front) for user detection and low-rise obstacles detection and (3) two 3D force sensors (MTA400, FUTEK, U.S.A) used to measure the user's navigation commands. The implemented sensors are illustrated in the Figure 1.

III. SECURITY RESTRICTIONS SYSTEM

In order to ensure safe interaction with the environment, some security conditions are required: An user condition and a warning zone condition. Regarding the user condition, the walker movement is only allowed if the user is supporting itself on the walker (i.e. a minimal supporting force is required to activate walker's systems), as well as, standing behind it (i.e. the back ultrasonic board detects user presence). Besides, for the warning zone condition, the maximum walker's velocity is constrained by its distance to surrounding obstacles. A square shaped warning zone is defined in front of the walker, and its dimensions are proportionally defined by the walker's velocity. If an obstacle yields inside the warning zone, the maximum velocity is constrained.

This work was supported by Colombia Colciencias (Grant 801-2017) and Colombian School of Engineering Julio Garavito Funds.

¹ The authors are with the Department of Biomedical Engineering at the Colombian School of Engineering Julio Garavito, Bogota, Colombia. {sergio.sierra, juan.molina-b}@mail.escuelaing.edu.co, {marcela.munera, carlos.cifuentes}@escuelaing.edu.co.

IV. USER INTERACTION SYSTEM

Based on the interaction between the user's arms and the walker's handlebars, two interaction modules were implemented: (1) a gait cadence estimator (GCE) and (2) an Admittance controller.

A. Gait cadence estimator (GCE)

During the walker assisted gait, the movements of the user's trunk are strongly correlated to the oscillatory forces in the forearm supports. Therefore, a GCE is required to filter those gait components from interaction forces and detect user intentions of movement. In this work, the GCE is adapted from the on-line method proposed in [8]. Both vertical (z-axis) forces (F_{zRight} and F_{zLeft}) added to get a resulting interaction force (F_{CAD}). To eliminate signal's offset and high frequency noise, a bandpass filter is used. Thereafter, a Weighted-Fourier Linear Combiner (WFLC) filter is implemented to estimate the frequency of the first harmonic of F'_{CAD} , meaning the user's cadence. Additionally, a fourth order Butterworth lowpass filter, an adaptive notch filter, and a Fourier Linear Combiner (FLC) were used to filter y-axis forces, which are used to extract user's navigation commands [9].

B. Admittance Controller

To provide user-walker interaction, an admittance controller that emulates a dynamic system was implemented. The system is modeled with two *mass-damper* first order systems, whose inputs are the force (F) and torque (τ) applied to the walker's handlebars. The controller generates both linear (v) and angular (ω) velocities, which constitute the user's navigation commands and are directly passed to the internal velocity controller of the walker.

The linear system is described by equation 1, where m is the virtual mass of the walker and b_l is the damping constant. The equation 2 describes the angular system, where J is the virtual moment of inertia of the *AGoRA Smart Walker* and b_a is the damping constant. According to this, the static and dynamic behavior of the walker could be changed by the modification of the controller parameters.

$$L(s) = \frac{v(s)}{F(s)} = \frac{1}{s + \frac{b_l}{m}} \quad (1)$$

$$A(s) = \frac{\omega(s)}{\tau(s)} = \frac{1}{s + \frac{b_a}{J}} \quad (2)$$

Both F and τ applied to the walker were computed by adding the filtered y-axis forces, and subtracting them, respectively. Using F and τ , the user's intention of movement is calculated as a vector of magnitude equals to the normalized F , and orientation proportional to the exerted τ .

V. TESTING

A preliminary validation test to assess the described control system was achieved. To this end, an square-way trajectory was proposed, to be followed by one healthy user controlling

the *AGoRA Smart Walker*. This trajectory was aimed at evaluating both linear and angular system responses. Consequently, higher differences were found between the ideal and achieved path at the trajectory ends, where angular velocities were involved with respect to the straight paths. These differences could be presented, since it was easier for the user to make less steep curves.

The Figure 2 illustrates the achievement of the validation task, while the user's intentions were detected.

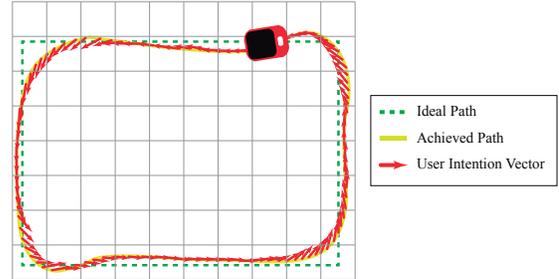


Fig. 2. Movement intentions of a healthy user for a squared shaped trajectory.

Moreover, after the finalization of the test, a short survey was performed, in order to obtain volunteer feedback. The participant was asked to score the following statements: (1) "I found stressing the interaction with the walker", (2) "I found intuitive the interaction with the walker" and (3) "I found natural the interaction with the walker". Likewise, the volunteer was encouraged to highlight problems encountered during the session, as well as, to suggest possible system improvements.

VI. CONCLUSIONS AND FUTURE WORK

An HRI interface that includes environment and user interaction modules was implemented on the *AGoRA Smart Walker*. A security system for movement limitation and velocity constraining was integrated. A cadence estimation module and an admittance control were implemented for user's intention detection. These systems provide a more natural interaction, and ensure safety in presence of obstacles. Several tests for preliminary validation were carried out. A healthy volunteer used the *AGoRA Smart Walker*, assessing the response of the admittance control system. Although preliminary tests were performed with one user, they highlighted natural and intuitive HRI. Moreover, controller responses (i.e. output velocities) were found to be consequent with user intentions of movement.

Future work will include the implementation of validation tests on users with gait assistance requirements. Likewise, an implementation of a force field for path following and controller parameters on-line modulation will be carried out.

REFERENCES

- [1] C. A. Cifuentes and A. Frizera, *Human-Robot Interaction Strategies for Walker-Assisted Locomotion*. Springer International Publishing, 2016, vol. 115, p. 105, ISBN: 978-3-319-34062-3.

- [2] “Musculoskeletal Disorders in the Elderly,” *Journal of Clinical Imaging Science*, vol. 2, no. 3, p. 39, 2012, ISSN: 2156-7514.
- [3] World Health Organization, *Ageing and health*, 2018.
- [4] World Health Organization, *Disability and Health*, 2018.
- [5] M. M. Martins, A. Frizera-Neto, E. Urendes, *et al.*, “A novel human-machine interface for guiding: The NeoASAS smart walker,” in *2012 ISSNIP Biosignals and Biorobotics Conference: Biosignals and Robotics for Better and Safer Living (BRC)*, IEEE, Jan. 2012, pp. 1–7, ISBN: 978-1-4673-2476-2.
- [6] M. Martins, C. Santos, A. Frizera, *et al.*, “A review of the functionalities of smart walkers,” *Medical Engineering and Physics*, vol. 37, no. 10, pp. 917–928, 2015, ISSN: 18734030.
- [7] S. D. Sierra, J. F. Molina, D. A. Gómez, *et al.*, “Development of an Interface for Human-Robot Interaction on a Robotic Platform for Gait Assistance : AGoRA Smart Walker,” in *IEEE ANDESCON*, 2018, ISBN: 9781538683729.
- [8] A. F. Neto, J. A. Gallego, E. Rocon, *et al.*, “Online Cadence Estimation through Force Interaction in Walker Assisted Gait,” *ISSNIP Biosignals and Biorobotics Conference 2010*, no. January, pp. 1–5, 2010.
- [9] A. Frizera Neto, J. A. Gallego, E. Rocon, *et al.*, “Extraction of user’s navigation commands from upper body force interaction in walker assisted gait,” *BioMedical Engineering Online*, vol. 9, pp. 1–16, 2010, ISSN: 1475925X.

Protocolo Experimental de un Interfaz Cerebro-Computador Utilizando Realidad Virtual

J. Cabezas, M. Ortiz, M. Rodríguez-Ugarte, E. Iáñez, y J. M. Azorín

Resumen— En los últimos 20 años se han desarrollado nuevos sistemas para la rehabilitación de pacientes con graves discapacidades motoras, como ocurre en los pacientes con secuelas de accidentes cerebro vasculares, enfermedades degenerativas o en los traumatismos con lesión medular. Dentro de estas nuevas técnicas de rehabilitación, los sistemas de interfaz cerebro-computador se convierten en un eje fundamental de la investigación para proveer a estos pacientes de nuevas herramientas que mejoren su capacidad de controlar autónomamente prótesis, como los exoesqueletos robóticos. Por otro lado, los sistemas de realidad virtual son capaces de recrear entornos con apariencia real proporcionando al usuario una sensación de inmersión en esa realidad aparente, facilitando el adiestramiento y aprendizaje de numerosas tareas. Este artículo presenta un protocolo experimental que permita explorar las ventajas de la asociación de estos dos tipos de interfaz, para su aplicación en la neurorrehabilitación de estos pacientes.

I. INTRODUCCIÓN

HOY en día los sistemas de interfaz cerebro-computador (BCI) son herramientas con potencial para establecer alternativas de comunicación, restablecer funciones y ofrecer procesos de rehabilitación a pacientes con discapacidad neuromotora [1], [2].

Los sistemas BCI decodifican la intención del usuario de moverse a través del análisis de señales eléctricas cerebrales que incluyen potenciales corticales lentos, potenciales evocados visuales, potencial P300, y ritmos beta o mu registrados sobre el cuero cabelludo [3], [4]. La idea principal es capturar las manifestaciones eléctricas de la actividad cerebral remanente de la intención motora del paciente, mediante sus señales electroencefalográficas. Una vez capturadas, éstas son filtradas y procesadas para extraer las características a correlacionar con la actividad y traducirlas en órdenes que son interpretadas y ejecutadas por un computador u otro dispositivo mediante un

Esta investigación ha sido realizada en el marco del proyecto Associate - Decodificación y estimulación de actividad cerebral sensorial y motora para permitir potenciación a largo plazo mediante estimulación Hebbiana y estimulación asociativa pareada durante la rehabilitación de la marcha (con referencia DPI2014-58431-C4-2-R), financiado por el Ministerio de Economía y Competitividad (Plan Estatal de I+D+I) y por la Unión Europea a través del Fondo Europeo de Desarrollo Regional - FEDER "Una manera de hacer Europa".

J. Cabezas es alumno del Grado de Ing. Electrónica y Automática Industrial de la Universidad Miguel Hernández de Elche (javier.cabezas.ro@gmail.com).

M. Ortiz, M. Rodríguez-Ugarte, E. Iáñez y J. M. Azorín son miembros del Brain-Machine Interface Systems Lab, Universidad Miguel Hernández de Elche, Av. Universidad S/N Ed. Innova. 03202 Elche, España, (mortiz@umh.es, maria.rodriguez@umh.es, eianez@umh.es, jm.azorin@umh.es)

procesamiento digital efectuado en tiempo real.

En la aproximación de este artículo, el comando de salida del BCI se emplea para accionar un sistema de realidad virtual (RV). El empleo de RV con BCI tiene incluso sus primeros prototipos comerciales como Neurable [5]. Mediante la utilización de la RV se estima que puede mejorar la precisión de la BCI al aumentar la inmersión del paciente durante la creación y prueba de los modelos de clasificación de imaginación motora.

II. METODOLOGÍA

A. Equipo y materiales

Interfaz cerebro-computador (BCI) que permite capturar las señales EEG de un sujeto con el fin de procesarlas y traducirlas en un comando que pueda ser interpretado por un computador. En el caso de esta investigación, se utiliza el BCI como medio para obtener una medida de la actividad cerebral del sujeto durante la realización de acciones motoras musculares. Una vez capturadas, las señales son filtradas y procesadas para extraer las características a correlacionar con la actividad motora.

El equipo de lectura de EEG de la marca Brain Products GmbH (Alemania) se compone de 31 electrodos para la adquisición de datos, situándose el electrodo de referencia en el lóbulo de la oreja derecha. Para su sujeción se utilizó un gorro actiCAP del mismo fabricante.

El registro de las señales se envía al ordenador por cable mediante un amplificador actiCHamp a una frecuencia de muestreo de 500 Hz, actualizándose la ventana de medición cada 100 muestras (0.2 s).

El software de registro es Brain Vision de Brain Products GmbH, transmitiéndose los datos a Matlab mediante cable para su posterior procesamiento con un ordenador. Una vez procesadas las señales son clasificadas y se envían como instrucciones a un ordenador esclavo encargado de la RV.

El ordenador de RV recibe las instrucciones por Matlab mediante un protocolo IP local y las envía al software de RV mediante un protocolo interno encargado de enviarlas al hardware de reproducción de realidad virtual HTC Vive. El entorno virtual se desarrolló mediante el motor gráfico UNITY, consistiendo en un corredor lineal que simula una instalación espacial. El pasillo tiene carácter repetitivo para reducir los estímulos que pueden afectar a la prueba.

B. Protocolo de las pruebas

El estudio se realiza en acuerdo con las recomendaciones del comité de ética de la Universidad Miguel Hernández de Elche, con consentimiento firmado por todos los sujetos de

experimentación de acuerdo con la Declaración de Helsinki.



Fig. 1. Sujeto de pruebas llevando a cabo la creación del modelo. En la imagen se puede ver el equipo actiCHamp y el sistema HTC Vive.

El sujeto es sometido a una serie de instrucciones que recibirá tanto de forma auditiva como de forma visual (se desprecian los 2 primeros segundos). Las instrucciones que se realizan son: imagina, relax y libre.

- Imagina: el sujeto debe pensar que va caminando durante 8 segundos. Debe evitar el parpadeo.
- Relax: el sujeto debe pensar que está en reposo sin caminar durante 8 segundos. Debe evitar el parpadeo.
- Libre: durante 5 segundos el sujeto podrá descansar libremente y parpadear. Los datos durante esta instrucción no se procesan, facilitando el descanso del sujeto entre eventos.



Fig. 2. Ejemplo de la instrucción visual que aprecia el sujeto para iniciar la tarea mental propuesta.

Cada sesión de pruebas consta de 12 ensayos en dos etapas:

- Etapa de creación del modelo (6 ensayos): se realizan las instrucciones y se fuerza el sistema RV para que actúe en función de la instrucción recibida mientras se registra su actividad cerebral.
- Etapa de prueba del modelo (6 ensayos): se realizan las instrucciones, pero actuando el sistema RV en base a la identificación realizada por el clasificador a partir de las señales EEG procesadas.

Cada ensayo se constituye por tres agrupaciones de eventos correlativos: Libre, Relax, Libre e Imagina.

C. Tratamiento y análisis de los datos

El análisis de los datos conlleva diversas etapas. En primer lugar, se lleva a cabo un pretratamiento con el fin de mejorar el cociente de información/ruido de cada electrodo. Tras ello, se lleva a cabo un análisis en tiempo-frecuencia de las señales EEG con el fin de obtener los parámetros que se correlacionarán con las actividades motoras realizadas.

Finalmente, las señales son clasificadas a partir de esas características como imaginación motora o relax.

Parte del filtrado se realiza mediante elección en el software Brain Vision. Concretamente un filtro paso alto de 0.5 Hz con el fin de eliminar la componente de continua, paso bajo de 100Hz para eliminar el ruido de medida y notch a 50 Hz para mitigar la componente asociada a la interferencia de la red.

Una vez la señal ha sido registrada, resulta conveniente aplicar un filtro espacial con el fin de minimizar la contribución del resto de electrodos a cada canal. De este modo es posible aislar la información de cada sensor mejor [6]. El filtro espacial utilizado fue el Laplaciano.

$$V_i^{Lp} = V_i - \sum_{i \neq j} g_{ij} \cdot V_j \quad (1)$$

Siendo V_i^{Lp} la tensión en el electrodo i tras el filtro Laplaciano, V_j la tensión en el electrodo j , $j=1:31$ y g_{ij} :

$$g_{ij} = \frac{1}{\sum_{i \neq j} \frac{1}{d_{ij}}} \quad (2)$$

Siendo d_{ij} la distancia euclídea entre los electrodos i y j .

Una vez las señales han sido preprocesadas, se calcula la densidad espectral de potencia mediante el método de Burg en ventanas de 1 segundo actualizadas cada 0.2 segundos. Esto se realiza para frecuencias alrededor del ritmo μ (10-14 Hz) y los electrodos alrededor de la zona motora: Cz, FC3, FC4, C3 y C4. No obstante, la elección de las bandas y electrodos definitivos se irá ajustando a partir del análisis de las pruebas piloto para mejorar la precisión del BCI.

III. RESULTADOS Y DISCUSIÓN

Mediante este trabajo se ha mostrado el protocolo y medios necesarios para llevar a cabo un sistema mixto BCI con RV que permita mejorar la precisión de un BCI basado en imaginación motora. Futuros trabajos ajustarán los algoritmos de procesamiento y configuración de electrodos para optimizar la precisión del sistema, comparando los resultados de precisión con los obtenidos sin la utilización del sistema RV.

REFERENCES

- [1] S. C. Cramer, "Repairing the human brain after stroke. II. Restorative therapies," *Ann. Neurol.*, vol. 63, no. 5, pp. 549–560, May 2008.
- [2] A. Gharabaghi, "What turns assistive into restorative brain-machine interfaces?," *Front. Neurosci.*, vol. 10, no. OCT, p. 456, Oct. 2016.
- [3] E. López-Larraz et al., "Control of an ambulatory exoskeleton with a brain-machine interface for spinal cord injury gait rehabilitation," *Front. Neurosci.*, vol. 10, no. AUG, p. 359, Aug. 2016.
- [4] G. Pfurtscheller and C. Neuper, "Event-related synchronization of mu rhythm in the EEG over the cortical hand area in man," *Neurosci. Lett.*, vol. 174, no. 1, pp. 93–96, Jun. 1994.
- [5] J. Jantz, A. Molnar, and R. Alcaide, "A brain-computer interface for extended reality interfaces," in *ACM SIGGRAPH 2017 VR Village on - SIGGRAPH '17*, 2017, pp. 1–2.
- [6] D. J. Mcfarland, L. M. Mccane, S. V David, and J. R. Wolpaw, "Spatial filter selection for EEG - based communication," *Electroencephalogr. Clin. Neurophysiol.*, vol. 103, no. 3, pp. 386–394, 1997.

A Brief Review of the Main Issues in Human Motion Tracking and How to Deal With

E. A. Belalcazar-Bolaños, J. O. Roa-Romero, and J. L. Pons-Rovira

Abstract—Human motion analysis has been led by advancements related to micro-electromechanical systems (MEMS) technologies. Magnetic Inertial Measurement Unit (MIMU) sensors have highlighted for accuracy, lightweight and low-cost. In particular, MIMU have been widely studied in the latter years for those applications in which motion tracking based on optical technologies is unsuitable, such as the development of interactive neuro-rehabilitation technologies. However, there are some limitations due to its own features, as it happens in spaces with magnetic disturbances affecting the heading estimated by the magnetometer. With the aim of reveal the common issues in human motion capture system using MIMU sensors, a methodology for a systematic review is developed. Moreover, the main neuro-rehabilitation application using MIMU sensors are included in the review in order demonstrate the relevance in this field. Results shows several applications in neuro-rehabilitation and the main challenges that MIMU sensors must address.

I. BACKGROUND

Due to the growing population, in the past few decades, many health-care problems have highlighted. According to the World Health Organization, currently 15% of people suffer from musculoskeletal disabilities; among these 15%, 35%-50% of disabled people in modern countries are not getting the necessary management: diagnosis, treatment, follow-up. This number is even higher in developing countries and reaches 76%-85% [1]. To recover any dysfunction of body locomotion, and to improve surgical outcomes of musculoskeletal patients, functional rehabilitation is one of the most efficient routine. Usually, a rehabilitation program is assigned by a clinical expert to a specific patient, and then the execution and follow-up are managed by a therapists team. The direct therapist intervention presents some limitations that require therapists to always follow, guide, and physically support their patients [2]; So, a significant number of therapists is required to ensure the quality of the rehabilitation program. This fact led to establish a research field as a complementary tool for therapeutic sessions, with an objective evaluation of the rehabilitation process.

In this field a large range of sensors such as Microsoft Kinect, Wii Mote, Wii Fit, force plates, and Magnetic Inertial Measurement Units (MIMU) have been used as interactive tools between the subject and the virtual environment of the developed systems [3]–[5]. The most commonly sensor

used is the Microsoft Kinect, due to its low price and big success with Xbox games. Furthermore, in order to use these visual or inertial sensors for body tracking in serious games, the sensor needs to be able to estimate the orientation of any considered limb and the respectively joint angles [4]. Traditionally, the universal goniometer was the most famous tool for joint angle estimation, and more recently the motion capture system based on photometry is commonly used for the same propose. However, even though these two tools are considered as the golden standards for orientation angle estimation, they are neither portable nor cost efficient. This lead to a growing interest in using MIMU system in particular.

The main applications related to MIMU sensors include walking speed estimation [6], gait analysis [7], pedestrian dead-reckoning [8], activity classification [9], rehabilitation, ergonomic, etc. Typically, 9 degrees of freedom (9DOF) are considered by means of tri-axial accelerometer, tri-axial gyroscope, and tri-axial magnetometer. By taking into account quasi-static condition and homogeneous magnetic field, the sensor attitude can be estimated from the gravitation acceleration measurement, and the heading from the geomagnetic field. Meanwhile, angular velocity integration based on gyroscope measurements is used in the attitude and heading updating. However, there are some limitations due to its own features, carrying out unsuccessful results when the sensors are considered separately, e.g. magnetic characteristics [10]. Regarding to accelerometer sensor, gravitational acceleration is not the only measure, but also acceleration caused by motion. Therefore, any motion related to the sensor will cause an orientation estimation error. In the gyroscope, the orientation updates has to take into account the gyroscope signal integration drifts causing orientation errors tend to increase with time. Moreover, magnetometer measurements are distorted by soft-iron and hard-iron magnetic distortion [11], which thereby affect the orientation estimated. In order to improve the orientation estimation accuracy, sensor fusion is required where the accelerometer and magnetometer measurements are used for compensating the drift during gyroscope data integration, and provide an absolute 3D orientation with respect to a common reference frame [12]–[14].

Due to several applications in neuro-rehabilitation consider the use of MIMU sensors, this article present a methodology for a systematic review of neuro-rehabilitation applications and common issues in human motion capture systems; both focus on MIMU sensors. In section II is described the process considered for the systematic review and section III show the

This work was financed by "Comunidad de Madrid, doctorado de industria 2018".

E. A. Belalcazar-Bolaños and J. O. Roa-Romero are with Technaid S.L., Madrid, Spain (corresponding author to provide e-mail: elkyn.belalcazar@technaid.com).

J.L. Pons-Rovira Author is with the Bioengineering Group of the Spanish National Research Council, Madrid, Spain.

main literature selected. Finally, section IV present the main conclusions about the review.

II. METHOD

A. Literature search strategy

The four main databases for both engineering and health applications were taken into account: ACM, IEEE Xplore, PubMed, and Scopus. Papers addressing the following aspects were selected: rehabilitation, MIMU, drift, constraints, magnetic disturbances. Title, abstract, keywords and their spelling variations and synonyms were considered in each database. Articles published from 2004 to 2017 were included. This search includes refereed journal papers and peer reviewed articles published in conference proceedings. Only English articles are included.

B. Study selection process

The PRISMA [5] guidelines were considered in the following steps for article selection process:

- 1) A manual search strategy was performed since 2018 on each database.
- 2) After removal duplicates, it was screened titles and abstract of remaining articles
- 3) Full texts were read and then selected articles based on the inclusion/exclusion criteria.

Inclusion criteria were: a) Neuro-rehabilitation purposes, b) Upper, lower and full body, c) Main issues in MIMU systems, d) Magnetic disturbances, e) Biomechanical constraints, e) bias and drift, f) Articles were written in English.

Exclusion criteria: Sensor fusion with MIMU and other technology.

C. Data extraction process

The extracted data included the technology used in applications in neuro-rehabilitation, kinematic constraints, drift, and magnetic disturbances.

III. RESULTS

A. Applications in Neuro-rehabilitation

In the last decade several researchers have focused on the development of portable, cost efficient, and reliable tools based on MIMU sensors. Some studies had following aims: improve active joint range of motion, improve movement performance, improve movement coordination, improve posture, improve muscle strength, overcome learned non-use and improve performance of activities of daily living skills. In [15]–[24] **Stroke** rehabilitation is considered, by using of MIMU sensors in process such as body segment posture, improve posture and movement performance. Besides, [25] depicts a rehabilitation process in **Spinal Cord Injury** considering body segment posture, and improve moment performance. The same techniques are applied in neuro-rehabilitation in children with **Cerebral Palsy** [26].

One of the most common application of MIMU sensors is gait analysis, for diagnosis or treatment aims. In recent years **Parkinson** and **Alzheimer** disease have attracted the

attention of the scientific community in topics such as detection of the pathology and estimate the stage. In [27], [28], the authors use MIMU sensors in lower body for a early detection in both diseases. Although they are neurodegenerative diseases, therapies allow to reduce the speed of degeneration of the pathology.

B. MIMU issues

Common issues in human motion capture systems based on inertial measures are considered and the main strategies to deal with. Following, main issues due to the sensors and environment interaction will be presented.

Kinematic constraints (KC) The fundamental role is to prevent the relative displacement of the body segments to drifts over time. Typically, KC could be embedded in the sensor fusion algorithm to provide more consistent solution, or after when the attitude estimation is provided [29]–[32]. In [29]–[31], [33]–[36], the elbow is constrained to reduced DoFs. In contrast to the kinematic chain model, free segments models have been proposed [32], [37]; these anatomical constraints representations consider hard constraint, e.g., the connectivity between successive limbs [37], while the soft constraints are relaxed in order to reduce the effects of errors related to their implementations. **Drift** A solution based on integration of gyroscope is adapted to follow the human motion dynamic, but it cannot be used alone because the estimation quickly drifts. A common solution for reducing drifts is fusing Inertial Navigation System (INS) with a quasi-static one, as it develops in many complementary filters approaches [13], [38]–[41]. Another solution considers constraints from kinematic chain to avoid drifting attitude estimate of one limb with respect to the others [29]–[31], [34], [35], [40], [42]–[46]. A further solution used mainly in lower limbs tracking and exploiting contacts of the feet with the ground [40]. When the foot is in contact with the ground its velocity is almost null. This information can be used to reset the speed, this method is commonly known as zero velocity update (ZVUT). These techniques have highly reduced drifts as showed in several studies.

Magnetic disturbances The most accurate methods consider the magnetometer signal for attitude estimation and drift correction. However, this signal are easily distorted by the presence of ferromagnetic materials. Typically, distortion effects are classified as hard and soft iron interference [12], [47]; hard iron effects causes an offset of the earth magnetic field whereas soft iron effects causes a distortion. If the magnetic environment does not change, these effects can be corrected through internal sensor calibration. On the other hand magnetic fields variations of space and time is a dealing task (no-homogeneous magnetic field). The simplest solution is to establish a decision criterion when magnetometer signal is reliable. This can be done by thresholding its magnitude [48], [49]. Another common solution is limiting the contribution of the magnetometer measurement to the heading variable [29] or two components [13]. Moreover, a novel solution suggest a model-based estimation of the disturbance,

in [50] the authors consider that the magnetic field direction is estimated simultaneously with the sensor orientation.

IV. CONCLUSIONS

A robust methodology was presented for a systematic review of neuro-rehabilitation application using MIMU sensors; moreover, it considers their common issues in human motion capture system. The method proposed allows to discard redundant information, to find a set of diseases where neuro-rehabilitation has been used with the sensors, and to limit the main challenges that must be solved for a correct measurement in MIMU sensors.

By taking into account the proposed solutions for the common issues in human tracking based on MIMU sensors, it is important to note the issues mentioned are related among them, due to the global solution should consider each part in order to provide an accuracy result with the system performance. Regarding to magnetic-free attitude estimation methods, threshold-based approaches and model-based approaches for magnetic disturbance rejection, the experiments should consider not only routine task and gait analysis. It is necessary to consider short and long time disturbance, with periodic magnetic disturbances, using a systematically design of the disturbance condition, in order to provide a robust methodology.

REFERENCES

- [1] S. Hartley, V. Ilagan, A. Madden, A. Posarac, K. Seelman, T. Shakespeare, S. Sipos, M. Swanson, M. Thomas, and Z. Qiu, *World Report on Disability (WHO)*, Geneva, Switzerland, 07 2011.
- [2] J. Perry, J. Andureu, F.I.Cavallaro, J. Veneman, S. Carmien, and T. Keller, *Game Use in Neurorehabilitation: User-Centered Perspectives. In Handbook of Research on Improving Learning and Motivation through Educational Games; IGI Global: Hershey, PA, USA*, 2010.
- [3] Y. Chang, S. Chen, and J. Huang, "A Kinect-based system for physical rehabilitation: A pilot study for young adults with motor disabilities," *Research in Developmental Disabilities*, vol. 32, no. 6, pp. 2566–2570, 2011.
- [4] H. Tannous, D. Istrate, M. H. B. Tho, and T. Dao, "Serious game and functional rehabilitation for the lower limbs," *European Research in Telemedicine*, vol. 5, no. 2, pp. 65–69, 2016.
- [5] D. Moher, A. Liberati, J. Tetzlaff, and D. Altman, "Preferred reporting items for systematic reviews and meta-analyses: The PRISMA statement," *Annals of Internal Medicine*, vol. 151, no. 4, pp. 264–9, 2009.
- [6] S. Yang and Q. Li, "Inertial sensor-based methods in walking speed estimation: A systematic review," *Sensors*, vol. 12, no. 5, pp. 6102–6116, 2012.
- [7] W. Tao, T. Liu, R. Zheng, and H. Feng, "Gait analysis using wearable sensors," *Sensors*, vol. 12, no. 2, pp. 2255–2283, 2012.
- [8] S. Bao, X. Meng, W. Xiao, and Z. Zhang, "Fusion of inertial/magnetic sensor measurements and map information for pedestrian tracking," *Sensors*, vol. 17, no. 2, p. 340, 2017.
- [9] A. Laudanski, B. Brouwer, and Q. Li, "Activity classification in persons with stroke based on frequency features," *Medical Engineering and Physics*, vol. 37, no. 2, pp. 180–186, 2015.
- [10] G. Ligorio and A. Sabatini, "Dealing with magnetic disturbances in human motion capture: A survey of techniques," *Micromachines*, vol. 7, no. 3, p. 43, 2016.
- [11] Y. Wu, D. Zou, P. Liu, and W. Yu, "Dynamic magnetometer calibration and alignment to inertial sensors by kalman filtering," *IEEE Transactions on Control Systems Technology*, vol. 26, no. 2, pp. 716–723, 2018.
- [12] A. Sabatini, "Quaternion-based extended kalman filter for determining orientation by inertial and magnetic sensing," *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 53, no. 7, pp. 1346–1356, 2006.
- [13] S. Madgwick, A. J. Harrison, and R. Vaidyanathan, "Estimation of IMU and MARG orientation using a gradient descent algorithm," in *2011 IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics*, 2011, pp. 1–7.
- [14] T. Seel, J. Raisch, and T. Schauer, "IMU-based joint angle measurement for gait analysis," *Sensors*, vol. 14, no. 4, pp. 6891–6909, 2014.
- [15] A. A. Timmermans, H. A. M. Seelen, R. P. J. Geers, P. K. Saini, S. Winter, J. te Vrugt, and H. Kingma, "Sensor-based arm skill training in chronic stroke patients: Results on treatment outcome, patient motivation, and system usability," *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, vol. 18, no. 3, pp. 284–292, 2010.
- [16] Z. Luo, C. K. Lim, W. Yang, K. Y. Tee, K. Li, C. Gu, K. D. Nguen, I. Chen, and S. H. Yeo, "An interactive therapy system for arm and hand rehabilitation," in *2010 IEEE Conference on Robotics, Automation and Mechatronics*, 2010, pp. 9–14.
- [17] S. Moya, S. Grau, D. Tost, R. Campeny, and M. Ruiz, "Animation of 3d avatars for rehabilitation of the upper limbs," in *2011 Third International Conference on Games and Virtual Worlds for Serious Applications*, 2011, pp. 168–171.
- [18] Z. Ding, Z. Luo, A. Causo, I. Chen, K. Yue, S. Yeo, and K. Ling, "Inertia sensorbased guidance system for upperlimb posture correction," *Med Eng Phys.*, vol. 35, pp. 269–76, 2013.
- [19] C. Ferreira, V. Guimaraes, A. Santos, and I. Sousa, "Gamification of stroke rehabilitation exercises using a smartphone," in *8th international conference on PervasiveHealth. Oldenburg: ACM*, 2014, pp. 282–5.
- [20] J. Parker, S. Mawson, G. Mountain, N. Nasr, and H. Zheng, "Stroke patients' utilisation of extrinsic feedback from computer-based technology in the home: a multiple case study realistic evaluation," *BMC Medical Informatics and Decision Making*, vol. 14, no. 1, p. 46, 2014.
- [21] E. Tseklevs, I. Paraskevopoulos, A. Warland, and C. Kilbride, "Development and preliminary evaluation of a novel low cost VR-based upper limb stroke rehabilitation platform using wii technology," *Disabil Rehabil Assist Technol*, vol. 11, no. 5, pp. 413–22, 2014.
- [22] B. Klaassen, B. BEIJNUM, M. Weusthof, D. Hof, F. Van-Meulen, E. Droog, H. Luinge, L. Slot, A. Tognetti, F. Lorussi, R. Paradiso, J. Held, A. Luft, J. Reenalda, C. Nikamp, J. Buurke, H. Hermens, and P. Veltink, "A full body sensing system for monitoring stroke patients in a home environment," in *Biomedical Engineering Systems and Technologies: 7th International Joint Conference, BIOSTEC 2014*, vol. 511, 01 2015, pp. 387–393.
- [23] Q. Wang, M. Toeters, W. Chen, A. Timmermans, and P. Markopolos, "Zishi: a smart garment for posture monitoring," in *Proceedings of the 2016 CHI Conference Extended Abstracts on Human Factors in Computing Systems*, 2016, pp. 3792–5.
- [24] B. Ploderer, J. Fong, A. Withana, M. Klaić, S. Nair, and V. Crocher, "Armsleeve: a patient monitoring system to support occupational therapists in stroke rehabilitation," in *Proceedings of the 2016 ACM Conference on Designing Interactive Systems. Queensland: ACM*, 2016, pp. 700–11.
- [25] S. S. Rahman, S. S. Nusaka, F. H. Shezan, and M. A. R. Sarkar, "The development of low cost exercise monitoring device for paralytic," in *2015 IEEE International WIE Conference on Electrical and Computer Engineering (WIECON-ECE)*, 2015, pp. 530–533.
- [26] A. Dunne, S. Do-Lenh, G. Laighin, C. Shen, and P. Bonato, "Upper extremity rehabilitation of children with cerebral palsy using accelerometer feedback on a multitouch display," in *2010 Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology*, 2010, pp. 1751–1754.
- [27] G. Avitabile, G. Coviello, and N. Margiotta, "Preliminary study on gait variability analysis with a single axis gyroscope for alzheimer and parkinson's diseases," *International Journal Of Biology And Biomedical Engineering*, vol. 9, pp. 155–158, 2015.
- [28] N. Margiotta, G. Avitabile, and G. Coviello, "A wearable wireless system for gait analysis for early diagnosis of alzheimer and parkinson disease," in *2016 5th International Conference on Electronic Devices, Systems and Applications (ICEDSA)*, 2016, pp. 1–4.
- [29] G. Bleser, G. Hendeby, and M. Miezal, "Using egocentric vision to achieve robust inertial body tracking under magnetic disturbances," in *2011 10th IEEE International Symposium on Mixed and Augmented Reality*, 2011, pp. 103–109.
- [30] L. Peppoloni, A. Filippeschi, E. Ruffaldi, and C. A. Avizzano, "A novel 7 degrees of freedom model for upper limb kinematic reconstruction based on wearable sensors," in *2013 IEEE 11th International*

Symposium on Intelligent Systems and Informatics (SISY), 2013, pp. 105–110.

- [31] M. Mihelj, “Inverse kinematics of human arm based on multisensor data integration,” *Journal of Intelligent and Robotic System*, vol. 47, no. 2, pp. 139–153, 2006.
- [32] M. Miezal, B. Taetz, and G. Bleser, “On inertial body tracking in the presence of model calibration errors,” *Sensors*, vol. 16, no. 7, p. E1132, 2016.
- [33] A. Cutti, A. Giovanardi, L. Rocchi, A. Davalli, and R. Sacchetti, “Ambulatory measurement of shoulder and elbow kinematics through inertial and magnetic sensors,” *Medical and Biological Engineering and Computing*, vol. 46, no. 2, pp. 169–178, 2008.
- [34] Z. Zhang and J. Wu, “A novel hierarchical information fusion method for three-dimensional upper limb motion estimation,” *IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement*, vol. 60, no. 11, pp. 3709–3719, 2011.
- [35] M. El-Gohary, L. Holmstrom, J. Huisinga, E. King, J. McNames, and F. Horak, “Upper limb joint angle tracking with inertial sensors,” in *2011 Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, 2011, pp. 5629–5632.
- [36] H. Luinge, P. Veltink, and C. Baten, “Ambulatory measurement of arm orientation,” *Journal of Biomechanics*, vol. 40, no. 1, pp. 78–85, 2007.
- [37] M. Kok, J. Hol, and T. Schoen, “An optimization-based approach to human body motion capture using inertial sensors,” *IFAC Proceedings Volumes*, vol. 47, no. 3, pp. 79–85, 2014.
- [38] A. Gallagher, Y. Matsuoka, and W.-T. Ang, “An efficient real-time human posture tracking algorithm using low-cost inertial and magnetic sensors,” in *2004 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems (IROS) (IEEE Cat. No.04CH37566)*, vol. 3, Sept 2004, pp. 2967–2972 vol.3.
- [39] N. Miller, O. Jenkins, M. Kallmann, and M. Mataric, “Motion capture from inertial sensing for untethered humanoid teleoperation,” in *4th IEEE/RAS International Conference on Humanoid Robots, 2004.*, vol. 2, 2004, pp. 547–565.
- [40] A. Young, “Use of body model constraints to improve accuracy of inertial motion capture,” in *2010 International Conference on Body Sensor Networks*, 2010, pp. 180–186.
- [41] Y. Tian, H. Wei, and J. Tan, “An adaptive-gain complementary filter for real-time human motion tracking with MARG sensors in free-living environments,” *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, vol. 21, no. 2, pp. 254–264, 2013.
- [42] G. Pons-Moll, A. Baak, J. Gall, L. Leal-Taix, M. Mller, H. Seidel, and B. Rosenhahn, “Outdoor human motion capture using inverse kinematics and von mises-fisher sampling,” in *2011 International Conference on Computer Vision*, 2011, pp. 1243–1250.
- [43] M. Miezal, G. Bleser, N. Schmitz, and D. Stricker, “A generic approach to inertial tracking of arbitrary kinematic chains,” in *8th International Conference on Body Area Networks, BodyNets 2013*, vol. 21, 2013, pp. 189–192.
- [44] Y. Jung, D. Kang, and J. Kim, “Upper body motion tracking with inertial sensors,” in *2010 IEEE International Conference on Robotics and Biomimetics*, 2010.
- [45] M. El-Gohary and J. McNames, “Shoulder and elbow joint angle tracking with inertial sensors,” *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 59, no. 9, pp. 2635–2641, 2012.
- [46] V. Joukov, M. Karg, and D. Kulic, “Online tracking of the lower body joint angles using IMUs for gait rehabilitation,” in *2014 36th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, 2014, pp. 2310–2313.
- [47] S. Salehi, N. Mostofi, and G. Bleser, “A practical in-field magnetometer calibration method for IMUs,” in *Proceedings of the IROS Workshop on Cognitive Assistive Systems: Closing the Action-Perception Loop*, pp. 39–44, 2012.
- [48] T. Harada, T. Mori, and T. Sato, “Development of a tiny orientation estimation device to operate under motion and magnetic disturbance,” *Int. J. Robot. Res.*, vol. 26, no. 6, pp. 547–559, 2007.
- [49] J. Lee and E. Park, “Minimum-order kalman filter with vector selector for accurate estimation of human body orientation,” *IEEE Transactions on Robotics*, vol. 25, no. 5, pp. 1196–1201, 2009.
- [50] D. Roetenberg, H. J. Luinge, C. T. M. Baten, and P. H. Veltink, “Compensation of magnetic disturbances improves inertial and magnetic sensing of human body segment orientation,” *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, vol. 13, no. 3, pp. 395–405, 2005.

Interfaz Adaptativa Basada en un Mouse Inercial para Comunicación Alternativa

Adaptive Interface based on Inertial Mouse for Alternative Communication

Rodríguez-Timaná L., Suaza-Cano K., Moofarry-Villaquirán J. and Castillo-García J.

Universidad Santiago de Cali, Programa de Ingeniería Electrónica, Grupo de Investigación GIEIAM, Calle 5 #62-00 Cali- Colombia

Resumen—El desarrollo de interfaces para personas con necesidades especiales, requiere un diseño centrado en esas necesidades, el caso particular de las personas con movilidad reducida y bajo control motriz de sus extremidades. Estas requieren el uso de otros mecanismos para lograr procesos de comunicación efectivos. Centrados en esta necesidad se propone un sistema de comunicación alternativo basado en un mouse inercial usado como interfaz adaptativa entre el usuario y el computador. La implementación del mouse inercial usa los movimientos de la cabeza del usuario para registrar los desplazamientos en la pantalla del computador y cuando este enfoque su atención en una zona en particular por un periodo de tiempo superior a 500ms se genera la acción del clic. Para evaluar el mouse se implementaron los teclados tipo Dvorak y el teclado Bremen, en este experimento participaron 11 personas sanas y sin experiencia en el uso de sensores inerciales, ni conocimientos sobre los tipos de teclados a utilizar. Las diferentes disposiciones de las teclas fueron evaluadas considerando los desplazamientos del cursor en la pantalla y las implicaciones de movimientos para el usuario. De los resultados obtenidos podemos concluir que la disposición tipo Bremen donde las teclas están más cerca unas de otras, presentó una diferencia significativa en términos estadísticos frente al uso del teclado Dvorak. La adaptabilidad no fue evidente en el uso de la interfaz, lo que sugiere otro tipo de validación.

Palabras Claves: Interfaz inercial, comunicación alternativa, adaptativa.

Resumo— O desenvolvimento de interfaces para pessoas com necessidades especiais requer um design focado nessas necessidades, o caso particular de pessoas com mobilidade reduzida e sob controle motor de suas extremidades. Estes requerem o uso de outros mecanismos para alcançar processos de comunicação eficazes. Focado nesta necessidade, propõe-se um sistema de comunicação alternativo baseado em um mouse inercial usado como uma interface adaptativa entre o usuário e o computador. A implementação do mouse inercial usa os movimentos da cabeça do usuário para registrar os movimentos na tela do computador e quando o usuário concentra sua atenção em uma área particular por um período de tempo superior a 500ms, a ação de clique é gerada. Para avaliar o mouse, foram instalados os teclados do tipo Dvorak e o teclado de Bremen. Neste experimento, participaram 11 pessoas saudáveis, sem experiência no uso de sensores inerciais e sem conhecimento dos tipos de teclados a serem utilizados. As diferentes disposições das teclas foram avaliadas considerando os movimentos do cursor na tela e as implicações dos movimentos para o usuário. A partir dos resultados obtidos, podemos concluir que o arranjo do tipo Bremen, onde as chaves estão mais próximas umas das outras,

apresentou uma diferença significativa em termos estatísticos em relação ao uso do teclado Dvorak. A adaptabilidade não ficou evidente no uso da interface, o que sugere outro tipo de validação.

Palabras- Chave: Interface inercial, comunicação alternativa, adaptativa.

I. INTRODUCCIÓN

Las personas con discapacidades físicas sufren de una independencia limitada, debido a la carencia de canales alternativos de interacción con el mundo actual. Las tecnologías que traducen las intenciones del usuario con discapacidades físicas en interacciones funcionales, tales como la comunicación o la interacción con el medio ambiente se refieren a menudo como tecnologías de acceso [1].

La aplicación de las Tecnologías de la Información y Comunicación (TIC) orientada al aprendizaje de las personas con discapacidad física exige la realización de estudios de usabilidad de diferentes dispositivos, herramientas y *software*. Es una necesidad importante evaluar el desempeño de los sistemas diseñados porque se requiere el desarrollo de interfaces que se adapten a las necesidades de este tipo de usuarios desde las áreas de adaptación de contenido, de presentación, de interacción y de navegación [2]. Existen diferentes tecnologías que permiten ayudar a estas personas en estas condiciones, una de ellas son los equipos para comunicación alternativa.

La mayoría de desarrollos que se realizan para estas personas son basados en el uso de Potenciales Evocados Visuales de Estado Estable - SSEVP (del inglés, *Steady State Visually Evoked Potentials*) para implementaciones de interfaces cerebro-computador - BCI (del inglés, *Brain Computer Interface*) lo que requiere un mayor procesamiento, ya que se deben amplificar y procesar las señales de la actividad cerebral, lo que requiere más *software* y *hardware*, haciendo que incrementen los costos del diseño y demás implicaciones técnicas y de uso.

Diferentes desarrollos han sido implementados con el fin de crear una interfaz que le permita a una persona usar el ratón (*mouse*) del computador de forma no convencional. Camilo A. Castillo Benavides, Luis F. García Arias, Néstor D. Duque Méndez y Demetrio A. Ovalle-Carranza, realizaron un

dispositivo que utilizaba un sensor inercial y permitía al usuario interactuar con el puntero y el clic del *mouse*, sus inconvenientes fueron su poca precisión con el puntero y su cableado, ya que todo era alámbrico [2].

Otro desarrollo fue realizado por Lluís Ribas Xirgo y Francisco López Varquiel, quienes también utilizaron un sistema que incorporaba una unidad inercial y simulaba el puntero y el clic del mouse, obteniendo buenos resultados. Para hacer los movimientos del puntero, la persona debía mover la cabeza de diferentes maneras, por ejemplo, si quería hacer clic izquierdo, el usuario debía esperar un sonido emitido en un *buzzer*, luego mover la cabeza a la derecha y luego mover la cabeza a la izquierda, lo que lo que puede generar confusión a la persona y tasas de transmisión de información bajas [3].

Francisco A. Justo T e Iñaki Aguirre G en el 2009 realizaron un dispositivo que permitió mover el cursor del computador mediante el movimiento ocular, utilizando técnicas de visión artificial. El movimiento del puntero del mouse lo realizaron mediante el movimiento del ojo y siendo esta señal captada por una cámara, pero un problema que se presentó en este proyecto es el procesamiento robusto que implementaron y a su vez no les permitió generar las funciones del clic derecho ni el clic izquierdo. Esta técnica, requiere etapas de calibración y si se compara con el equipo diseñado en esta investigación, no requiere calibración y además genera los clics del ratón [4].

Sabiendo entonces que este problema requiere de estudios e innovación para ayudar a las personas en condiciones de discapacidad y que tienen dificultad para utilizar el mouse del computador, como lo son las personas con limitaciones motrices o con limitaciones de lenguaje, en este artículo se presenta el desarrollo de una interfaz inercial adaptativa para comunicación alternativa. Este sistema se basa en los movimientos generados en la cabeza de las personas, los cuales son procesados por un sensor inercial - IMU (del inglés, *Inertial Measurement Unit*) y enviados al computador. Además, el sistema permite utilizar la configuración y distribución del teclado Bremen o Dvorak, lo que hace que el usuario entrene y determine cual le es más conveniente. Este desarrollo se diferencia a los demás, ya que utiliza el aprendizaje por refuerzo para retroalimentar el sistema y mejorar las condiciones de escritura del usuario, permitiendo así hacer del equipo más eficiente, además, simula el clic del mouse solo manteniendo por un tiempo (el cual es el que varía por el aprendizaje por refuerzo) el puntero en la zona deseada. Si se compara con los proyectos realizados y mencionados para resolver esta problemática, este proyecto requiere menos procesamiento y menos *software*, lo que lo hace menos costoso.

II. MARCO TEÓRICO

Interfaz Inercial

Las interfaces inerciales permiten a los usuarios con trastornos motores severos el control del cursor del ordenador a través de movimientos de la cabeza. Normalmente están en un soporte en la cabeza, el cual tiene un sensor de medida inercial (IMU). El IMU lleva integrado un giróscopo, un acelerómetro [5].

El acelerómetro se encarga de medir la aceleración lineal que se da por el movimiento y la aceleración gravitacional. El giroscopio mide la velocidad angular. La información de estos dos sensores es fusionada para realizar la estimación de la orientación de la unidad inercial y así conocer el movimiento de la parte del cuerpo donde está situada [6].

Aprendizaje por refuerzo

El algoritmo de aprendizaje por refuerzo está fundamentado en el aprendizaje a partir de la experiencia obtenida, dirigiéndolo mediante objetivos expresados por un valor de recompensa que es devuelto por el entorno en el momento que realiza una acción sobre él. Al inicio no se sabe cuál es la acción más adecuada para el sistema, solo se conoce el efecto que la acción a realizar produce sobre el entorno, es por eso que el conjunto de acciones debe maximizar la recompensa recibida a largo plazo. El comportamiento del entorno normalmente es desconocido y en algunos casos puede ser estocástico, dando así la posibilidad que su función de recompensa obedezca una cierta función de probabilidad. No obstante, el comportamiento del entorno sigue siendo desconocido, lo que genera grande posibilidad de ensayo y error, además sabiendo que la recompensa puede tener un cierto retardo, produce que no se refleje la bondad de la acción realizada por el sistema hasta una evaluación posterior [7].

El aprendizaje por refuerzo, permite que un sistema esté en constante retroalimentación para tomar acciones dependientes de lo que sucede a la salida del sistema, generando así, un constante aprendizaje y reforzando las acciones del sistema.

III. MATERIALES Y MÉTODOS

Materiales

A continuación se describen los elementos utilizados en el proceso de implementación de la interfaz inercial adaptativa para comunicación alternativa:

Arduino nano: El arduino nano es una pequeña placa basada en el ATmega328 o el ATmega168 que se utiliza conectándola a una *proto-board*. No posee conector para alimentación externa, y funciona con un cable USB Mini-B. Tiene 14 pines E/S Digitales, de los cuales 6 proveen de salida PWM y 8 entradas analógicas, una Memoria Flash de 32 KB, una SRAM de 2 KB y una EEPROM de 1 KB [8].

Teensy 3.2: Teensy 3.2, es una tarjeta de bajo costo basada con un Procesador de 32 bit ARM Cortex-M4 72 MHz CPU, Memorias de 256K, 64K RAM, 2K EEPROM, tiene 14 pines analógicos, 34 pines digitales, 12 salidas PWM, 7 temporizadores (*Timers*), DMA dedicado para USB, 3 puertos UARTs (serie), Protocolos soportados: SPI, I2C, I2S, modulador IR, I2S (para interfaz de audio de alta calidad) Soporta RTC añadiendo un cristal de 32.768 KHz y batería externa y 4 canales DMA para uso general (separados del USB), este módulo permite emular el mouse [9].

Sensor GY-25: Es un módulo sensor de inclinación con tres ejes de acelerómetro y tres ejes de giroscopio. Contiene el sensor MPU6050, su voltaje de alimentación es de 3-5V, tiene comunicación serial e I2C y tiene una resolución angular de 0.01° [9]. Este sensor al presenta una buena respuesta y poco margen de error, fue el ideal para utilizarlo en este proyecto.

Módulo nrf24l01: El NRF24L01 es un chip de comunicación inalámbrica fabricado por Nordic Semiconductor que se puede conectar a un procesador como arduino. El NRF24L01 integra un transceptor RF (transmisor + receptor) a una frecuencia entre 2.4GHz a 2.5GHz, una banda libre para uso gratuito. La velocidad de transmisión es configurable entre 250 Kbps, 1Mbps, y 2 Mbps y permite la conexión simultánea con hasta 6 dispositivos [11].

Otros: Se utilizó un casco, el cual fue la base donde se colocaría todo el sistema (arduino, IMU GY-25, batería) y sería adaptado a la cabeza del usuario mediante unas correas. También fue necesario para el diseño del sistema, una batería tipo LiPo (del inglés, *Lithium Polymer*) de 7.4V, cables de conexión, tarjetas de circuitos impresos y un computador con la interfaz previamente instalada.

Métodos

Se utilizaron los siguientes métodos para poder resolver el problema planteado.

Teclado Bremen

El teclado Bremen, es un teclado cuya distribución fue pensada para optimizar el tiempo de escritura de un usuario. Es un teclado optimizado y puede realizar la mecanografiada letra a letra navegando por un cursor en una cuadrícula de caracteres. Normalmente, este teclado es utilizado en los sistemas BCI. Por ejemplo, en la Universidad de Bremen, realizaron un estudio para determinar que frecuencias son las más adecuadas para estimular mediante Potenciales Evocados Visuales de Estado Estable (SSEVP) basado en una interfaz BCI bidimensional donde se pudiera utilizar el teclado Bremen. La prueba que se realizó a 37 personas, determinó que con frecuencias de estimulación de 6.67 a 8.57Hz, los tiempos de respuesta eran generalmente mejores [12].

Como el estudio anterior, existen muchos que involucran este tipo de distribución de teclado en sus estudios, es por ello que se consideró el teclado ideal para este análisis. En la Figura 1, se observa la distribución de letras del teclado Bremen.

Teclado Dvorak

Este teclado apareció en 1932 luego de que el doctor August Dvorak, realizara un estudio estadístico de la frecuencia de la aparición de las diferentes letras en el idioma inglés. Este teclado, permite un incremento en la velocidad de escritura, comparado con el teclado convencional, entre el 30 y 50%. Además, reduce el promedio del número de errores a la mitad. Según la Fundación para el Desarrollo de los Estudios Cognitivos (fundec), la marca mundial de velocidad de

mecanografía, que tuvo 150 palabras por minuto utilizando el teclado convencional, fue batida por uno de los discípulos de Dvorak, el cual logró escribir 185 palabras en un minuto [13].

Este teclado fue utilizado en este estudio, ya que al inicio se pensó en comparar el teclado Bremen, con el teclado convencional Qwerty, pero sabiendo que es el teclado más utilizado por las personas, por lo menos en Colombia, se optó, por buscar un teclado el cual tuviera el mismo tamaño que el Qwerty, pero con un orden diferente en sus letras y así poder realizar una comparación adecuada. En la Figura 2, se presenta el teclado Dvorak.

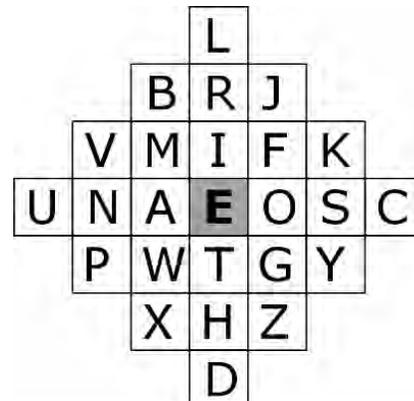


Figura 1: Distribución del teclado Bremen. Fuente: Propia.

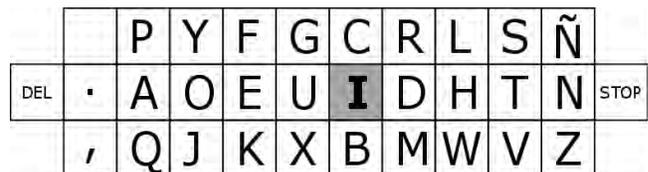


Figura 2: Distribución del teclado Dvorak. Fuente: Propia.

Método de Wilcoxon

El campo de la estadística de diseños de distribución libre o no paramétrica ha tenido un desarrollo tan grande, que se tiene para casi cualquier diseño de investigación, pruebas estadísticas alternativas válidas que se pueden utilizar para producir resultados acerca de una hipótesis [14]. Una de esas pruebas estadísticas utilizadas y de confiabilidad es la del método de Wilcoxon.

Matemáticamente, si se tiene un muestreo aleatorio simple de tamaño n_1 de una población y otro de tamaño n_2 de otra población y hay n observaciones en total, donde $n=n_1+n_2$, se puede calcular el rango de las n observaciones. Esto se hace sumando los W rangos del grupo con menos suma de rangos. Si las dos poblaciones tienen la misma distribución continua, entonces W tiene media, la cual se muestra en la ecuación 1 y 2 [15].

$$\mu_W = \frac{n_1(n+1)}{2} \quad (1)$$

y desviación estándar:

$$\sigma_W = \sqrt{\frac{n_1 n_2 (n+1)}{12}} \quad (2)$$

donde n_1 será el tamaño muestral del grupo con menor suma de rango.

El test de suma de rangos de Wilcoxon rechaza la hipótesis nula de que las poblaciones tienen la misma distribución cuando la suma de rangos W está lejos de su media.

En Matlab (laboratorio de matrices), el método matemático Wilcoxon devuelve un valor lógico que indica la decisión de la prueba. El resultado $h=1$, indica un rechazo de la hipótesis nula y $h=0$, indica una falla al rechazar la hipótesis nula en el nivel de significancia del 5%.

El sistema simula el puntero del mouse del computador. La señal de los diferentes movimientos en el eje X y Y producidos en el casco son captados por el sensor GY-25, estos son procesados por el arduino y son enviadas por el módulo transceptor nrf2410 ubicado en el casco al módulo transceptor nrf2410 el cual está conectado a un microcontrolador Teensy el cual emula un mouse y está conectado al computador que tiene previamente programada la interfaz de interacción entre el usuario y los dos diferentes tipos de teclado, permitiendo así que los movimientos generados en la cabeza del usuario se vean reflejados en el puntero en la pantalla. Para realizar la acción que simula el "clic" del mouse, el usuario deberá mantener inicialmente el puntero 800 milisegundos en el lugar donde desee realizar esta acción. Cuando el usuario elige uno de los dos tipos de teclado y comienza a escribir, el sistema analizará la cantidad de errores que se presenten o no para modificar el tiempo que se debe mantener el puntero en el lugar donde se quiere hacer clic. Si el usuario oprime 10 veces el botón de borrar, el sistema aumentará 50 milisegundos el tiempo que debe esperarse para hacer el clic, de lo contrario si el usuario ha escrito 10 palabras son borrar, el sistema reducirá 50 milisegundos el tiempo del clic, siendo los tiempos mínimo y máximo de 500 y 800 ms.

La interfaz tiene 3 botones los cuales permiten elegir entre usar el teclado Bremen, usar el teclado Dvorak y Parar ("Stop") el conteo, el cual se inicia con el botón "Play" que está en el teclado. Cuando el usuario presiona el botón "Stop", automáticamente la interfaz mostrará el tiempo en segundos desde que el usuario inicio y paró la prueba. El resto de botones de la interfaz es la distribución de todas las teclas. En la Figura 3a se observa la interfaz mencionada con el teclado Dvorak y los botones y en la Figura 3b se observa la distribución en la interfaz del teclado Bremen. En la Figura 4, se observa el diagrama de flujo de la interfaz inercial adaptativa para comunicación alternativa.



a) Distribución del teclado Dvorak.



b) Distribución del teclado Bremen.

Figura 3: Interfaz con los botones y distribuciones de teclado utilizados. Fuente: Propia, Realizado en Matlab.

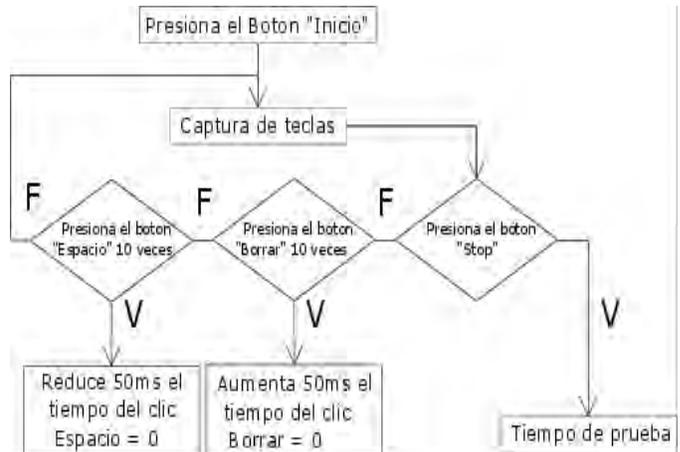


Figura 4: Diagrama de flujo de la interfaz inercial adaptativa para comunicación alternativa. Fuente: Propia.

Protocolo

Al momento de utilizar el dispositivo, el usuario debe estar sentado cómodamente y a una distancia de 70cm de la pantalla. El equipo (casco), véase la figura 5, este se ajusta para cada persona. Cumpliendo con esto, se ejecuta la interfaz y se inicia la selección de las letras y demás caracteres. Se debe escribir la frase "Le gustaba desayunar un exquisito sándwich de jamón con un zumo de limón y vodka fría", la cual es un pangrama que utiliza todas las letras del abecedario.



Figura 5: Dispositivo de comunicación alternativa. Fuente: Propia.

IV. RESULTADOS Y DISCUSIONES

El análisis de las dos diferentes distribuciones de teclado (Bremen y Dvorak), mostró que el teclado Bremen posee un menor distanciamiento entre cada una de sus teclas. Esto se concluyó al escribir la frase propuesta y determinar cuántas veces se repetía cada letra en cada palabra para luego multiplicar ese número por la distancia en el eje X y el eje Y desde el centro hacia cada letra del teclado. La distancia promedio para cada palabra en el teclado Bremen es de 8.860 unidades y la distancia promedio para cada palabra en el teclado Dvorak es de 13.00.

Para verificar la eficacia del teclado respecto al Dvorak, 11 personas utilizaron el sistema de comunicación alternativa con ambos teclados, en donde se registraron los tiempos que tardó cada uno en escribir la frase propuesta. En la tabla 1 se observan dichos resultados.

TABLA I Tiempo utilizado para escribir una frase utilizando el teclado Bremen y el teclado Dvorak.

Usuario	Bremen (segundos/miliseg)		Dvorak (segundos/miliseg)		Edad (años)
1	350.0	600	450.0	600	22
2	478.6	500	598.7	500	22
3	391.0	650	542.1	650	22
4	272.7	700	389.4	700	21
5	608.1	800	675.3	800	26
6	422.3	750	461.8	750	22
7	378.0	600	395.6	600	40
8	233.0	650	394.6	650	35
9	372.0	700	414.7	700	23
10	421.0	750	491.6	750	21
11	357.6	600	535.0	600	23
Total promedio	389,5	663	486,3	663	25

Aplicando el método de Wilcoxon en Matlab a los tiempos utilizados en el teclado Bremen y Devorak, se determinó que estos valores presentaban una significancia estadística alta, ya que el valor de P fue igual a 0.0215 y el valor de h fue igual a 1, lo que indican el rechazo de la hipótesis nula de medianas iguales en el nivel de significancia predeterminado del 5%. En

la Figura 6 se observa la gráfica que relaciona estos dos tiempos.

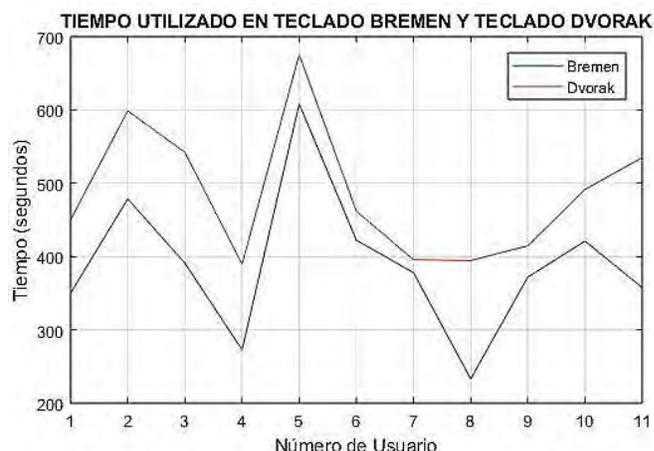


Figura 6: Tiempos utilizados por los 11 usuarios en escribir una oración utilizando el teclado Bremen y Dvorak. Fuente: Propia, Realizado en Matlab.

Todos los experimentos se realizaron con sujetos inexpertos, por lo tanto, los resultados se pueden tratar como muy representativos.

El equipo de diseño base fue utilizado por una persona en condiciones de discapacidad, este trabajo se realizó en conjunto con estudiantes del programa de fonoaudiología de la Universidad Santiago de Cali. En la Figura 7, se observa dicho usuario con el equipo.



Figura 7: Persona en condición de discapacidad utilizando el dispositivo de comunicación alternativa. Fuente: Propia.

Es importante recalcar, que el sistema tiene una respuesta rápida, permitiendo un control preciso del puntero del mouse. El equipo implementado es un sistema inalámbrico, lo que brinda comodidad al usuario, y al momento de simular el clic, solo se necesita tener el puntero en el icono o lugar donde se requiera esta acción por un tiempo determinado, tiempo que varía dependiendo de la habilidad del usuario para el control del sistema. Para poder evaluar la adaptación del equipo, se requiere que el usuario realice varias pruebas, ya que el sistema de aprendizaje por refuerzo requiere de 10 intentos (aciertos o errores).

Encontrar y demostrar que una disposición de teclado como el Bremen, permite mejorar el tiempo de escritura a una persona que utilice este sistema de comunicación alternativa fue otro de los grandes resultados de este artículo. No solo se realizó un dispositivo que fuera rápido y preciso al momento de simular el puntero y clic del mouse, sino que también se probó que este teclado es más eficiente.

V. AGRADECIMIENTOS

Se agradece a la universidad Santiago de Cali (Cali-Colombia) por la financiación del proyecto 829-621118-13 denominado “Plataforma Robótica y Sensorial para Rehabilitación Cognitiva y Física en Niños con Discapacidad” y por permitir la realización de estos desarrollos e investigaciones que enriquecen el conocimiento de sus estudiantes y crea además personas con responsabilidad social y siempre pensando en el bienestar de los demás. También agradecemos a las personas que participaron en este estudio.

VI. REFERENCIAS

- [1] E. S. Park *et al.*, “Definition and classification of cerebral palsy: a problem that has already been solved?,” *Rev. Fac. Med.*, vol. 45, no. 2, p. 724, 2014.
- [2] C. A. Castillo-Benavides, L. F. García-Arias, N. D. Duque-Méndez, and D. A. Ovalle-Carranza, “IMU-Mouse: design and implementation of a pointing device for people with disabilities,” *Tecnológicas*, vol. 21, no. 41, pp. 63–79, 2018.
- [3] L. Ribas-xirgo and F. López-varquiel, “Accelerometer-Based Computer Mouse for People with Special Needs,” *J. Access. Des. All*, vol. 7, no. 1, pp. 1–20, 2017.
- [4] F. Justo T and I. Aguirre G, Creación de una Herramienta que Permita Mover el Cursor de un Computador a Partir del Movimiento Ocular, Utilizando Técnicas de Visión Artificial. San Cristóbal - Venezuela, 2009.
- [5] M. Velasco, R. Raya, and R. Ceres, “Integración de un ratón inercial y una interfaz ocular para el control del cursor del ordenador,” pp. 0–3.
- [6] R. Raya, R. Ceres, E. Rocon, A. Frizera, and J. L. Pons, “Comunicador inercial para potenciar la autonomía de niños con parálisis cerebral en el uso del computador.”
- [7] “Aprendizaje por refuerzo multi-nivel para sistemas RRM,” 2014.
- [8] Arduino, “Arduino Nano.” [Online]. Available: <https://store.arduino.cc/usa/arduino-nano>. [Accessed: 14-Aug-2018].
- [9] PJRC, “Teensy 3.2 y 3.1: nuevas características.” [Online]. Available: <https://www.pjrc.com/teensy/teensy31.html>. [Accessed: 14-Aug-2018].
- [10] I. Inc., “MPU-6000 and MPU-6050 Product Specification,” *Inven. Inc.*, vol. 1, no. 408, pp. 1–57, 2013.
- [11] P. Product and K. Features, “nRF24L01+ Datasheet,” *ReVision*, no. March, pp. 1–75, 2008.
- [12] I. Volosyak, H. Cecotti, and A. Gr, “Optimal visual stimuli on LCD screens for SSVEP based Brain-Computer Interfaces,” pp. 447–450, 2009.
- [13] J. Luis and G. Cuervo, “Tecnología: la historia del teclado convencional de las máquinas de escribir,” no. 1981, pp. 1–7, 2012.
- [14] A. Guillen *et al.*, “Métodos No-Paramétricos de Uso Común (Non Parametric Methods of Common Usage),” *DAENA Int. J. Good Conscienc.*, vol. 7, no. 1, pp. 132–155, 2012.
- [15] A. . Fallis, “Fisher,” *J. Chem. Inf. Model.*, vol. 53, no. 9, pp. 1689–1699, 2013.

Detección de patrones en un chat web para la mejora de la alfabetización en niños con discapacidad visual

Angel García-Crespo, Carlos Matheus-Chacín, Inés García-Encabo

Abstract—La comunicación entre personas con discapacidad a través de entornos web, en especial en plataformas educativas, se ha vuelto un gran reto hoy en día siendo un enfoque para algunas investigaciones y esto ha generado la necesidad de un modelo accesible de comunicación para este tipo de plataformas, y es allí donde parte esta investigación, buscando desarrollar un chat accesible y configurable de una manera fácil, que sea de gran utilidad y receptividad para las personas con discapacidad visual, además que conviva armónicamente con los diferentes voice over a través de un entorno web. De igual forma, al ser un proyecto web, se busca un elemento de detección de patrones para intentar identificar al usuario de acuerdo con la forma de utilizar la página donde se encuentre el chat, esto con la utilización de un algoritmo inmunológico de selección negativa, el cual permitirá obtener una robustez independiente por usuario, adaptabilidad en el tiempo y ser de fácil implementación.

I. INTRODUCCIÓN

Hoy en día la tecnología ha Avanzado a pasos Hagigantados introduciendo cada vez más en la cotidianidad de las personas. La educación no se escapa de estos efectos, por lo que es más frecuente encontrar en las aulas de clases plataformas educativas como material de apoyo a los profesores en todos los niveles de educación. Por otro lado, también va aumentando el número de aulas que integran personas discapacitadas, en especial con discapacidad visual o ciegos, pudiendo ver salones de clases con personas sin discapacidad trabajando en conjunto con personas con algún tipo de discapacidad.

El desarrollo de plataformas educativas accesibles ha venido aumentando progresivamente en los últimos años, siendo la gran mayoría de ellas, entornos colaborativos web, permitiendo trabajar desde cualquier ubicación que posea una conexión a internet y permitiendo también realizar actividades con sus pares, fomentando el trabajo en equipo y mejor integración. El gran problema en estas plataformas es la comunicación entre usuarios, no habiendo herramientas nativas ni fáciles de usar que ayudan a las personas con discapacidad visual a comunicarse, es allí donde nació esta investigación, que desarrolló un chat accesible que puede ser integrado en plataformas web educativas, simple de usar y

que no interfiere con otros recursos de accesibilidad.

Sumado a lo anterior, al tratarse de entornos web, puede traer problemas a los educadores, ya que, al poder realizar tareas desde cualquier lugar, se puede presentar la suplantación del estudiante al realizar las actividades, siendo un punto muy crítico cuando se busca la integración en aulas inclusivas y es por esto que se realizó un proceso que realiza el reconocimiento de patrones a través de eventos del teclado, mouse y el navegador web utilizando selección negativa, el cual es modelo de algoritmo inmunológico [1] que permite, a través de una base de conocimiento inicial, la clasificación de una secuencia de eventos y la creación de detectores aleatorios, que identifican patrones en el uso del navegador durante la realización de la tarea en la vista donde se encuentre el chat accesible.

II. ESTADO DEL ARTE

La inclusión de niños con discapacidades en la educación general ha sido un tema muy poco investigado, existiendo un déficit de materiales y estrategias que puedan ayudar a esta integración, la Dra. McKenzie [2] en conferencia el 2009 comento que hay una gran falta de material curricular y publicaciones en la alfabetización de estudiantes sordos, ciegos y sordociegos.

The National Assessment of Educational Progress (NAEP) en los Estados Unidos, ha publicado los resultados de las evaluaciones de lectura de los grados 4 al 8, el cual muestra una gran diferencia de niveles entre los niños con discapacidades visuales y los que no la tienen [3], siendo una clara muestra de deficiencia en el sistema de inclusión en clases.

Con el nacimiento del e-learning [4] se ha demostrado que existen otras formas de enseñanzas que pueden ser utilizadas [5], además podemos ver cómo se han aumentado las diferentes investigaciones en esta área, como el Smart Classroom [6]. También con el avance de la tecnología se ha creado diferentes herramientas que se pueden utilizar en aulas inclusivas, como la creada por Cary A. [7] denominada Venier Lab Pro.

Una gran herramienta que ayuda a la inclusión en clase es el chat, el cual puede ser de gran ayuda para estudiantes que son tímidos dejándoles expresar sus dudas sin temores [8] y demostrando ser una de las herramientas más útiles [9], pero, si no se desarrolla de una manera correcta puede tener muchos problemas de accesibilidad, aún más que otros softwares [10].

En entorno web también se han necesitado de la

A. García-Crespo, Departamento de informática, Universidad Carlos III de Madrid, Leganés, Madrid, España (Autor correspondiente: acrespo@ia.uc3m.es).

C. Matheus-Chacín, Departamento de informática, Universidad Carlos III de Madrid, Leganés, Madrid, España (cmatheus@inf.uc3m.es).

I. García-Encabo Departamento de informática, Universidad Carlos III de Madrid, Leganés, Madrid, España.

investigación en detección de patrones, como la realizada por Lara [11], que buscaba mejorar la experiencia de usuario en la navegación web, por esto realizaba un seguimiento a los patrones dentro del log de eventos del navegador. Otra forma interesante de identificar patrones web es en el seguimiento de páginas web visitadas realizado por Linda T. [12]. La utilización de algoritmos inmunológicos [1] en la detección de patrones también ha sido un punto donde encontramos algunos trabajos de investigación, en puntos tan interesantes como el descrito por Dasgupta [13], que utilizó selección negativa para detectar fallos en aviones man-in-the-loop durante el vuelo, obteniendo buenos resultados de detección y un error bajo, todo esto se probó en simuladores de vuelos C-17 de la NASA.

III. DISEÑO

Por facilidad en el entendimiento se ha decidido separar la investigación en dos módulos, el primero de ellos correspondiente a gestionar el chat y el segundo a patrones.

A. Chat

Se ha diseñado un chat web accesible buscando que los alumnos con discapacidad visual que lo utilicen puedan tener una interacción sencilla y fluida.

EL diseño del chat fue realizado de la siguiente manera, en la parte superior de la caja de chat se encuentra una imagen y junto a ella el nombre de la persona con que se está comunicando, debajo se encuentra la caja de texto, la cual contará con el estándar de accesibilidad y cada vez que se reciba un mensaje, se activará un módulo que se encargará de leerlo en forma de audio para que la persona ciega pueda escucharlo. En la esquina inferior izquierda se encuentra la caja de texto donde se podrá escribir el mensaje que se desea enviar. Finalmente, en la esquina inferior derecha se encuentra la caja de controles que contendrá lo siguiente:

- send: Enviar un mensaje. También se podrá realizar al presionar la tecla enter.
- Mic: Algunos navegadores soportan entrada de audio, por ejemplo, chrome, y en él se podrá ingresar texto a través del micrófono al presionar este botón.
- last: Lee el último mensaje enviado en forma de audio.
- Read: lee toda la conversación en forma de audio.
- voice over: Activa o desactiva el voice over del chat. por defecto se encontrará desactivado.

También se han creado atajos del teclado con las opciones del chat para ayudar en la navegación de personas con discapacidad visual que comúnmente utilizan más este método de interacción con el computador.

B. Detección de patrones

Para la detección de patrones se utilizará un algoritmo inmunológico llamado selección negativa, el cual se encarga de detectar lo propio de lo ajeno [14]. Antes de iniciar en el

funcionamiento de este algoritmo, es necesario un tiempo de recolección de datos y así poder generar una base de conocimiento, la cual es sumamente necesaria en este modelo. La ejecución del modelo se dividirá en seis pasos:

El primer paso es la recolección de datos para crear la base de conocimiento.

1. Capturan los eventos del teclado, mouse y ventana, asignando a cada uno de ellos un valor numérico, posteriormente son enviados al servidor y anexados a la secuencia de eventos de la sesión actual.
2. Luego de que el evento es enviado, inmediatamente son actualizados los valores correspondientes a los eventos ejecutados con mayor frecuencia, los eventos ejecutados pocas veces y los eventos no ejecutados, también el porcentaje de participación de cada uno.
3. De existir detectores guardados para este usuario, se revisa la secuencia de la sesión con estos o si no se pondrá en ejecución el algoritmo inmunológico con la creación de detectores aleatorios.
4. Se realiza una comparación entre todos los detectores creados aleatoriamente con la nueva secuencia generada por la sesión buscando alguno que sea parecido.
5. En tal caso que se encuentre un detector parecido a la secuencia, esta es denominada una sesión anómala para el usuario, además este detector es almacenado como posible candidato para nueva búsqueda de anomalías en una nueva sesión.

Para determinar secuencia de eventos parecidos, se asigna un valor numérico a cada cambio entre eventos más ejecutados (ME), medianamente ejecutados (MDE) y no ejecutados (NE), por ejemplo, inicialmente tenemos un contador en 0, al realizar la comparación si encuentra un evento en NE y que en lo normal del usuario se encuentra en MDE, se le sumará 2 a esta variable, esto pasa de igual forma en sentido contrario. Para el caso de pasar de MDE a NE o SE ME le sumará 1. Posteriormente se calcula el número máximo de cambios que podría tener la secuencia normal del usuario con este mismo método y con este valor se calcula el promedio de diferencia que tiene la secuencia nueva.

Los eventos se han clasificado según la tabla I que se muestra a continuación.

IV. PRUEBAS

Para realizar las pruebas se integraron los dos componentes dentro de una plataforma web colaborativo utilizada en aulas inclusivas y luego se organizó una jornada donde participaron profesores de aulas inclusiva y niños con discapacidad visual o ciegos y sus pares sin discapacidad. Para la recolección de datos se utilizó la observación directa en la interacción con el chat y el resultado del algoritmo de selección negativa en el servidor.

TABLA I
CLASIFICACIÓN DE LOS EVENTOS

Código	Evento	Descripción
0	Blur	Sale de pantalla del navegador.
1	Focus	Retorna a pantalla de navegador.
2	Visibility change	Sale de pestaña de tarea.
3	Mouse move	Movimiento del mouse.
4	Doble click	Doble click de botón principal del mouse.
5	Mouse Wheel	Movimiento de la rueda del mouse.
6	Mouse down (left)	Click botón izquierdo del mouse.
7	Mouse down (middle)	Click botón central del mouse.
8	Mousedown (right)	Click botón derecho del mouse.
9	Ctrl + space	Atajo del teclado para la caja de texto del chat.
10	Ctrl + alt (left)	Atajo del teclado para el voice over del chat.
11	Alt (left) + tab	Elemento anterior.
12	Shift + tab	Retorno de tab.
13	Ctrl + v	Pegar un texto.
14	Ctrl + c	Copiar un texto.
15	Enter	Presionar la tecla enter.
16	tab	Siguiente elemento.

Para la prueba de usabilidad, se le indico a cada participante que realizara una serie de tareas en presencia de un investigador, que cuente sobre la facilidad de uso y en caso de personas con discapacidad visual, se les consultó sobre la interacción en la plataforma y la comunicación con el chat. Adicionalmente, el investigador realizará varias preguntas acerca de ciertas características de la plataforma, algunas de las cuales incluyen el chat, para asegurar que se entendiera bien el objetivo de cada elemento y escuchar sus opiniones con respecto a ellas.

Cabe destacar que, por regulaciones de los Estados Unidos, lugar donde se realizaron las pruebas, está prohibida la extracción de datos, realización de encuestas o realizar preguntas a los alumnos menores de edad, esto se aplica con menos rigor a los profesores, sin embargo, se solicitó un permiso para que estos últimos puedan contestar preguntas y dar su opinión general de la plataforma, que junto a la observación directa forman los resultados que se explican en los siguientes apartados.

V. RESULTADOS

Luego de realizar las pruebas dentro de la plataforma educativa colaborativa, se dividieron los resultados en dos aspectos:

A. Uso del chat

La mayoría de los profesores aprobaron el chat como un buen modo para que sus estudiantes trabajen en equipo, mencionando que este ayuda a aumentar el vocabulario escrito, a mejorar sus habilidades de lectura y a incrementar el uso de equipos tecnológicos, además la capacidad de volver atrás en la conversación, revisando el log del chat, le permite al niño aumentar la habilidad de pensar. Todos estuvieron de acuerdo en que el chat es una buena

herramienta para niños tímidos y con limitaciones en comunicación verbal, también dijeron “el chat es una herramienta motivadora en el aprendizaje para niños”.

Por otro lado, algunos profesores comentaron que no todos los estudiantes poseen conocimiento en el uso de computadores, por lo que el uso del chat puede representar un reto en un principio, especialmente para aquellos de más corta edad, además de ser complicado para los que poseen deficiencia en escritura, lectura y vocabulario.

B. Detección de patrones

Luego de generar una base de conocimiento inicial, se realizaron tres pruebas, una de similitud, donde se evaluó el porcentaje devuelto por el sistema cuando no hay suplantación dentro de la plataforma. Los resultados obtenidos dieron una diferencia promedio de 23% para el usuario con discapacidad visual y de 25% para el usuario sin discapacidad.

La segunda prueba fue de diferencia, donde los usuarios intercambiaron las sesiones para intentar generar patrones diferentes. En este caso se obtuvo 61.5% de diferencia promedio para el usuario sin discapacidad y de 69.5% para el usuario con discapacidad visual.

Por último, se realizó una prueba de suplantación intermedia, donde los usuarios utilizaban sus sesiones, pero en ciertos puntos obtenían ayuda externa. En este caso se obtuvo una diferencia promedio de 41.5% para el usuario con discapacidad visual y de 42% para su par sin discapacidad.

VI. CONCLUSIONES

El chat, como soporte en plataformas educativas colaborativa para personas con discapacidad, puede ser una herramienta que ayude a estos a comunicarse de manera fácil y ágil con sus pares sin discapacidad y como resultado de esta investigación, se ha desarrollado un chat accesible que permite esta interacción. Uno de los elementos a resaltar fue el uso de distintos colores en los botones disponibles que fue de gran ayuda a las personas con baja visión, mientras que los accesos del teclado ayudaron a encontrar fácilmente la caja de texto, siendo un elemento muy utilizado durante las pruebas de concepto, incluso solicitando que agregaran este tipo de funcionalidad a la plataforma educativa utilizada.

También junto al chat se incluye el módulo de detección de patrones dentro de una plataforma web, dando una ayuda a los profesores a la hora de la revisión de tareas, proporcionando un porcentaje de diferencia entre una base de conocimiento y sesiones de tareas nuevas. Esto se realizó para cumplir el segundo objetivo de la investigación, proporcionando una vista más clara al profesor a la hora de tomar decisiones sobre calificaciones en realización de tareas en remoto, además de ver los patrones de eventos en la tarea en caso de que un niño no esté avanzando adecuadamente, pudiendo tener ayuda o suplantación.

REFERENCES

- [1] Cutello V, Nicosia G, Romeo M, Oliveto PS. *On the Convergence of Immune Algorithms*. In: 2007 IEEE Symposium on Foundations of Computational Intelligence [Internet]. IEEE; 2007 [cited 2018 Oct 25]. p. 409–15. Available from: <http://ieeexplore.ieee.org/document/4233938/>
- [2] McKenzie AR. *Emergent Literacy Supports for Students Who Are Deaf-Blind or Have Visual and Multiple Impairments: A Multiple-case Study*. J Vis Impair Blind. 2009;103(5):291–302.
- [3] Center for Education Statistics N. *The Nation's Report Card: 2015 Reading infographic*. 2015; Available from: https://www.nationsreportcard.gov/reading_math_2015/#reading/groups?grade=4
- [4] Caniëls MCJ, Smeets-Verstraeten AHJ, van den Bosch HMJ. *LMS, LCMS, AND E-LEARNING ENVIRONMENTS*. In: The Challenges of Educating People to Lead in a Challenging World [Internet]. Dordrecht: Springer Netherlands; 2007 [cited 2018 Oct 25]. p. 401–21. Available from: http://link.springer.com/10.1007/978-1-4020-5612-3_20
- [5] So S. *Mobile instant messaging support for teaching and learning in higher education*. Internet High Educ [Internet]. JAI; 2016 Oct 1 [cited 2018 Oct 25];31:32–42. Available from: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1096751616300343>
- [6] Yau SS, Gupta SKS, Karim F, Ahamed SI, Wang Y, Wang B. *Smart classroom: Enhancing collaborative learning using pervasive computing technology*. II Am Soc ... [Internet]. 2003;1–9. Available from: <http://dpse.eas.asu.edu/papers/SmartClassroom.pdf>
- [7] Supalo CA, Mallouk TE, Wohlers HD, Greenberg A. *Talking Tools to Assist Students Who are Blind in Laboratory Courses*. J Sci Educ Students with Disabil [Internet]. 2007 Nov 1 [cited 2018 Oct 25];12(1):27–32. Available from: <http://scholarworks.rit.edu/jsesd/vol12/iss1/4/>
- [8] Xie B. *Multimodal computer-mediated communication and social support among older Chinese internet users*. J Comput Commun. 2008;13(3):728–50.
- [9] Corlett D, Sharples M, Bull S, Chan T. *Evaluation of a mobile learning organiser for university students*. J Comput Assist Learn [Internet]. Wiley/Blackwell (10.1111); 2005 May 31 [cited 2018 Oct 25];21(3):162–70. Available from: <http://doi.wiley.com/10.1111/j.1365-2729.2005.00124.x>
- [10] Hackett S, Parmanto B, Zeng X, Hackett S, Parmanto B, Zeng X. *Accessibility of Internet websites through time*. In: Proceedings of the ACM SIGACCESS conference on Computers and accessibility - ASSETS '04 [Internet]. New York, New York, USA: ACM Press; 2004 [cited 2018 Oct 25]. p. 32. Available from: <http://portal.acm.org/citation.cfm?doid=1028630.1028638>
- [11] Catledge LD, Pitkow JE. *Characterizing browsing strategies in the World-Wide web*. Comput Networks ISDN Syst. 1995;27(6):1065–73.
- [12] Tauscher L, Greenberg S. *How people revisit web pages: empirical findings and implications for the design of history systems [Internet]*. Vol. 47, Int. J. Human-Computer Studies. 1997 [cited 2018 Oct 25]. Available from: <http://grouplab.cpsc.ucalgary.ca/grouplab/uploads/Publications/Publications/1997-RevisitWeb.IJHCS.pdf>
- [13] Dasgupta D, KrishnaKumar K, Wong D, Berry M. *Negative Selection Algorithm for Aircraft Fault Detection*. In Springer, Berlin, Heidelberg; 2004 [cited 2018 Oct 25]. p. 1–13. Available from: http://link.springer.com/10.1007/978-3-540-30220-9_1
- [14] Byron C, Maldonado G, Santos M, López V. *Sistema Inmune Artificial para la Detección de comportamientos Anómalos de Usuarios en Sistemas Informáticos*. In: XVI Conferencia CAEPIA [Internet]. Albacete: Actas de la XVI Conferencia CAEPIA; 2015 [cited 2018 Oct 25]. Available from: <http://simd.albacete.org/actascaepia15/papers/00209.pdf>

Sistema de soporte de peso corporal activo para la rehabilitación de pacientes con discapacidad en miembros inferiores

A. Loaiza, E. Rosero, and J. M. Ramírez

Resumen

Este artículo presenta un sistema activo de soporte del peso corporal diseñado para la rehabilitación de la marcha en pacientes con discapacidad de las extremidades inferiores. El propósito del sistema de soporte de peso corporal es descargar parcial o totalmente el peso del paciente durante la marcha. El sistema propuesto se basa en un mecanismo de descarga de peso activo y considera el comportamiento natural de la marcha. Este sistema de soporte de peso corporal funciona mediante cuerdas y poleas accionadas por un servomotor. El mecanismo que genera el contrapeso se seleccionó entre diferentes alternativas con el objetivo de lograr la menor demanda de torque que soporte el mismo peso. El sistema electromecánico se montó sobre una estructura en forma de arco para permitir que diferentes elementos como bandas caminadoras o bicicletas elípticas puedan ser usadas. Se diseña una ley de control PID que permite mantener la masa constante del paciente y cuenta con un limitador de velocidad para evitar cambios abruptos en la señal de control que puedan afectar al paciente. Se realizan simulaciones para examinar el comportamiento dinámico del modelo mientras se cambia el peso descargado del paciente. Los resultados de la simulación muestran que el sistema de control propuesto puede reducir el peso de un paciente de manera segura y mantener una descarga constante forzada según las necesidades.

Active Body Weight Support System For Lower Limb Rehabilitation

A. Loaiza, E. Rosero, and J. M. Ramírez

Abstract—This paper presents an active body-weight support system designed for gait rehabilitation in patients with lower limb disability. The purpose of body-weight support system is to partially or totally unload the patient's weight during the gait. The proposed system is based on an active weight offloading mechanism and considers the natural gait behaviour. This body-weight support system operates by means of ropes and pulleys actuated by a servomotor. The mechanism that generates the counterweight was selected among different alternatives aiming to achieve the lowest torque demand supporting the same weight. A control law is designed, and simulations are performed to examine the model's dynamic behaviour while changing the patient's offloaded weight. Simulation results show that the proposed control system is able to reduce a patient's weight safely and maintain a constant unloading forced according to the needs.

I. INTRODUCTION

The most widespread physical disability among the world population [1] is lower or upper limbs mobility reduction, usually as a consequence of stroke. Stroke often ends in hemiplegia or body partial paralysis [2] Patients with this kind of reduced mobility can improve their condition with passive or active exercise-based rehabilitation.

In passive exercises, the physiotherapist fosters the patient's flexibility by stimulating the limb. In active exercises, patients execute exercises themselves and with the help of assistive devices [3]. Particularly, patients with reduced limb mobility are able to improve their gait through active therapy [4]. The Body Weight Support (BWS) system is a key component of gait retraining therapy. The BWS systems allow gradual unload of the patient's weight. In addition, a BWS system provides safety and stability to the patient while walking, since it holds the patient using a harness or a mechanical system [5]. BWS systems are used in conjunction with treadmills or other active-passive rehabilitation systems to further support rehabilitation [6], [7]. There are different BWS alternatives such as exoskeletons [8], [9], and platforms like mobile hoists [10], [11].

Nowadays, there are different partial weight reduction systems as product of research, which can be mainly divided into three groups: passive BWS, active BWS and active BWS with acceleration feedback [5]. Passive BWS devices are those that reduce weight by exerting a counter-force to the patient's weight through masses, springs or winches [12], these systems can only statically reduce the patient's weight but they do not reduce the inertia force exerted on the patient's

body [5], [13]. Active BWS systems improve the offloading accuracy through controlled actuators without adding inertial masses [14]–[16] but they are not able to reduce the inertia force. In order to reduce the resulting dynamic force, active BWS systems with feedback of the patient's centre of mass acceleration are being developed [5], [7], [17]. The control strategy proposed in this paper compensates the inertia generated by the human gait and keeps the unloaded mass constant.

The purpose of this paper is to design and build an active BWS platform which partially or totally reduces the patient's weight. The patient's centre of mass acceleration will be used as a feedback signal. This article has three sections: mechanical system, control system and conclusions. The first one presents requirements, mechanical design, sensors and actuators selection, and the final mechanical configuration. The second part is divided into requirements, dynamic models, control loop, and simulations. Finally, conclusions are presented.

II. MECHANICAL SYSTEM

The system requirements are defined based on the situation of needing to reduce the weight of a lower limbs disabled patient while he is performing rehabilitation exercises on a treadmill. In a such situation the system's platform must be capable of supporting a patient up to 150 kg body weight and 1.90 m tall, with a mechanical structure's safety factor larger than 5 and a simple design with few parts.

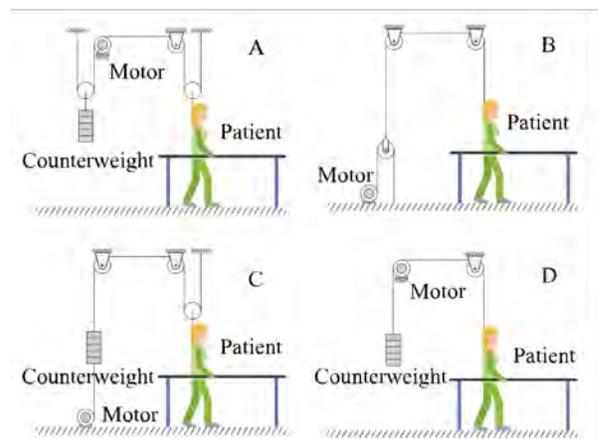


Fig. 1. Configurations of offload-mass.

This work has been partially supported by Universidad del Valle and School of Electrical and Electronic engineering.

A. Loaiza is with the Industrial Control Research Group -GICI-, Universidad del Valle, Cali, Colombia (alberto.loaiza@correounivalle.edu.co).

E. Rosero is with the Industrial Control Research Group -GICI-, Universidad del Valle, Cali, Colombia (esteban.rosero@correounivalle.edu.co).

J. M. Ramírez is with the Industrial Control Research Group -GICI-, Universidad del Valle, Cali, Colombia (alberto.loaiza@correounivalle.edu.co).

In order to satisfy these requirements, four different configurations were evaluated. These configurations are showed in Figure 1.

To compare these configurations, Table 1 shows torque and angular velocity for each configuration under extreme operating conditions. The extreme operating conditions were calculated using a dynamic model of a patient's gait at maximum weight and taking into account the average speed and acceleration of human gait. The acceleration's and velocity's centre of mass is shown in Figure 2.

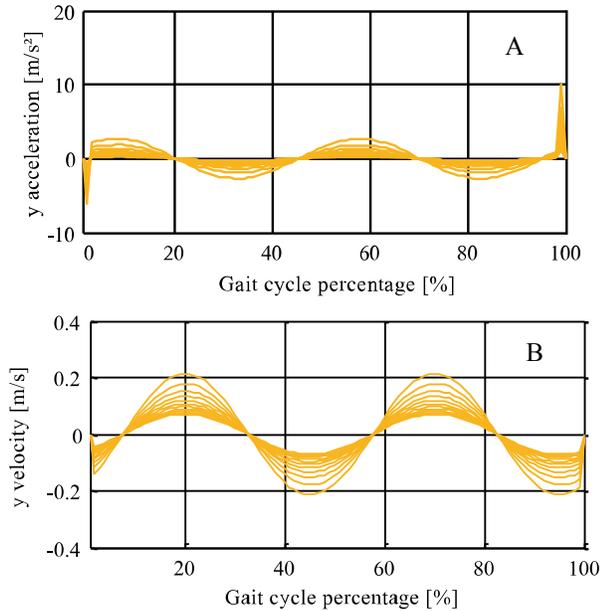


Fig. 2. A. Vertical acceleration and B. Vertical velocity of the centre of mass.
Source: González 2015

In Table 1, the working ranges (difference between the maximum and minimum torque) of the proposed configurations can be observed. It shows that the configuration B has a smaller working range (15.31 Nm), which implies that operational variations in torque will be smaller than the other three configurations. It allows us to select a small servomotor. Note that the torque in configuration B only works in positive way while configurations A, C and D imply positive and negative torque. Positive and negative torques imply additional implementation costs because a break is required. For these reasons, configuration B has been selected. The angular velocity in configuration B is $\pm 56.02 \text{ rpm}$, this means, the servomotor needs to move in positive or negative speed.

TABLE I
SUMMARY OF SIMULATION RESULTS FOR THE CONFIGURATIONS

Item	Config. A	Config. B	Config. C	Config. D
Torque min (Nm)	-30.51	1.35	-45.87	-61.02
Torque max (Nm)	7.14	16.66	11.46	14.28
Range (Nm)	37.65	15.31	57.33	75.30
Speed min (rpm)	-28.01	-56.02	-56.02	-28.01
Speed max (rpm)	28.01	56.02	56.02	28.01

The BWS system presented in this paper is supported by an arc-shaped frame integrated with a treadmill where the patient can do the rehabilitation exercises. The arc-shaped frame is built with a structural steel square profile 4x4x1/8 inch, ASTM A572, grade 50. A servomotor with a 5.39 Nm nominal torque and a gearbox with gear ratio 10:1 is selected. A load cell with capacity up to 500 Kg is selected.

The final mechanical design of the presented BWS system is shown in Figure 3. Figure 3-A is mainly constituted by a structure with arc-shaped frame in steel structural profile. A servomotor couple to a drum has been anchored to the left column's base. The drum rolls a rope (lifeline) that is fixed at the opposite side. The offloading weight measurement is done through a load cell positioned between the second rope and the anchorage of the harness as showed in Figure 3-A.

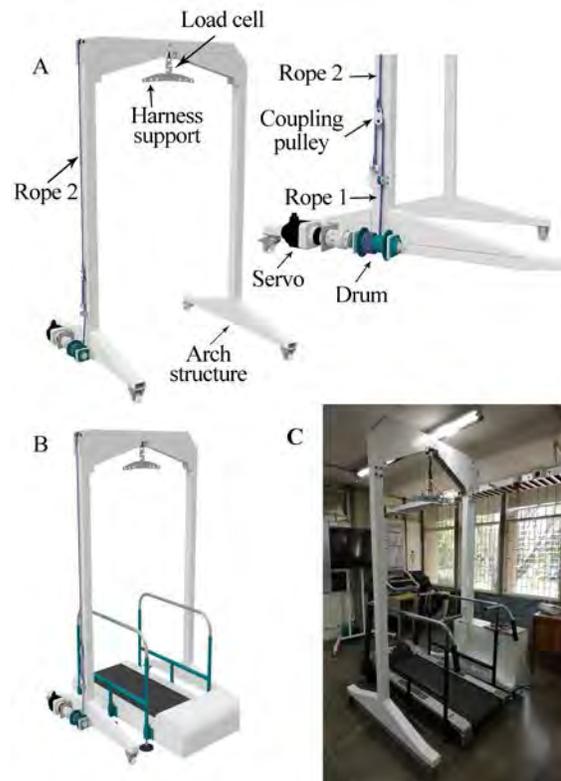


Fig. 3. A) BWS Mechanical system description, B) BWS Mechanical system measurements, and C) Real BWS system with treadmill

Figure 3-B presents the designed platform with a height of 2.5 m. The whole system can be moved because it is based on caster and can be fixed in the desired place using the brakes in the wheels. Figure 3-C shows that the partial weight reduction system allows the use with a treadmill for rehabilitation exercises, fulfilling the requirements for the mechanical system.

III. CONTROL SYSTEM

Figure 4 shows the control system of the BWS system designed. It is integrated by a treadmill, a controller, a load cell, an accelerometer and a servo-drive. The load cell and the

accelerometer both send the information to the controller. The controller executes an algorithm to reduce disturbances and compensates the patient's acceleration. The generated control signal is amplified by the servo drive to manipulate a mechanism composed of pulleys and ropes.

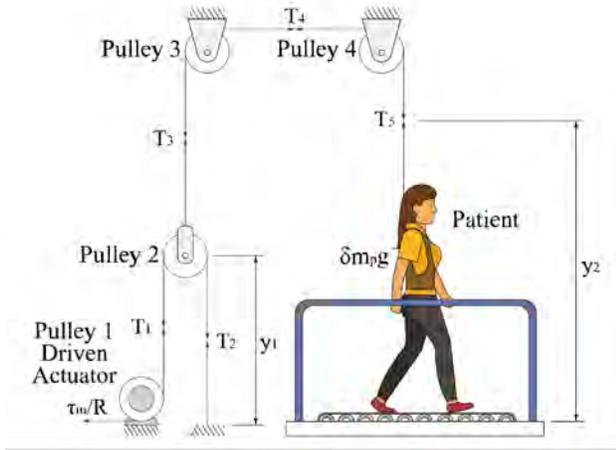


Fig. 4. Typical control loop of the BWS system – Pictorial

A. Control system requirements

BWS system is designed to help people in gait rehabilitation. For this reason, it is mandatory that no sudden tension changes in the rope occur and that it smoothly slides to avoid injuries in patients. This implies that the control system must have a long stabilization time without large overshoot in order to compensate the effect of vertical accelerations during the human gait. A speed limiter is necessary to bound the control signal. In addition, a steady state position error equal to zero is required.

In the following sections, the patient and the proposed BWS device are modelled as a dynamic system. Following elements of the system are described: patient and offloading mass models, servomotor and controller. At the end of the section, simulations are presented.

1) Patient and mass offloading models

To generate a partial weight reduction, it is indispensable to know beforehand the human body dynamics while the gait is performed. The dynamic system starts by a simplified gait model in the vertical axis on the sagittal plane [18]; the gait model is shown in Figure 5-A. Applying the Newton law to the simplified dynamic model of the human body, it is possible to obtain

$$m_p(\ddot{y}_0 + \ddot{y}_1) + b_1\dot{y}_1 + k_1y_1 = f - m_p g, \quad (1)$$

where m_p is the patient mass, k_1 the stiffness modulus and b_1 the viscosity coefficient; g is the gravity, y_1 is the vertical displacement of the patient's centre of mass, and y_0 stands for the vertical gait of the patient's body. It can also be seen that a reaction force f is generated at the roller contact point

with respect to the ground. Now, if the mass m_p is reduced by a mass portion δm_p like in Figure 5-B, it is possible to obtain

$$(m_p - \delta m_p)(\ddot{y}_0 + \ddot{y}_1) + b_1\dot{y}_1 + k_1y_1 = f - (m_p - \delta m_p)g, \quad (2)$$

then, in order to reduce the mass, a control force F_u is applied to perform the mass offloading as shown in Figure 5-C. It is possible to write

$$m_p(\ddot{y}_0 + \ddot{y}_1) + b_1\dot{y}_1 + k_1y_1 = f - m_p g + F_u, \quad (3)$$

and the control force F_u must be defined as

$$F_u = \delta m_p(\ddot{y}_0 + \ddot{y}_1) + \delta m_p g, \quad (4)$$

to be consistent with a weight offloading as seen in (2). In conclusion, to reduce the weight without altering the normal gait, it is necessary to generate a control force as shown in (4) where $\ddot{y} = \ddot{y}_0 + \ddot{y}_1$ is the patient's centre of mass.

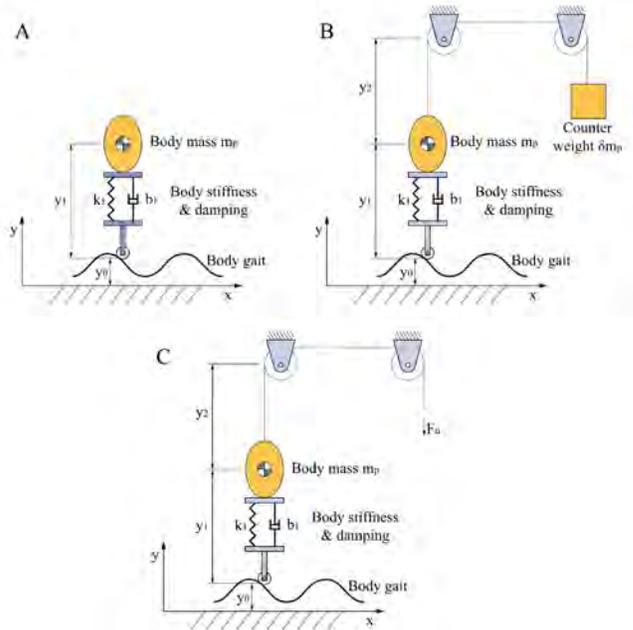


Fig. 5. Simplified dynamic model of the human body with BWS
Source: Ma, Diao, Martinez, & Sarkodie-Gyan, 2007

2) Servomotor model

The servomotor imposes the torque to the drum which pulls the rope that reduces the patient weight; the system receives a voltage of the controller that is proportional to the torque that delivers the motor. The constants for the servo-driver transfer function are obtained from the manufacturer's catalogue [19]. Thus, the transfer function is

$$\frac{\tau_m(s)}{V_c(s)} = \frac{k_s k_g}{\tau s + 1}, \quad (4)$$

where $k_s = 1.797 \text{ Nm/V}$, k_g is the gearbox ratio and $\tau = 0.5 \text{ ms}$.

The conversion of rotational movement to translational movement is made by the drum with the rope according to

$$\frac{F_u(s)}{\tau_m(s)} = \frac{2}{R_D}, \quad (5)$$

where $R_D = 0.05 \text{ m}$ is the drum radius.

3) Controller

The designed control system is shown in Figure 6. The goal of the control system is to maintain a constant tension in the rope according to the force reference input F_{ur} . The acceleration \ddot{y} in the patient's centre of mass is measured to compare with the gravity g and this error is multiplied by the desired mass δm_p to generate the force reference input F_{ur} . This block compensates the vertical acceleration in the patient's body. Note that the desired offloaded mass δm_p is set according to the desired weight of load value required in the patient.

The force reference input F_{ur} is compared with the force T measured by the cell load. The difference between these two signals is sent to the proportional integral controller. Note that here a speed limiter is necessary to avoid fast changes in the control signal V_c and therefore, to avoid injuries in the patient. The signal V_c is sent to the servo-driver to generate a mechanical torque τ_m . Rotational movement is transformed into a linear movement in the rope throughout the drum with radio R_D to generate F_u . In order to evaluate disturbances a disturbance force F_d is included.

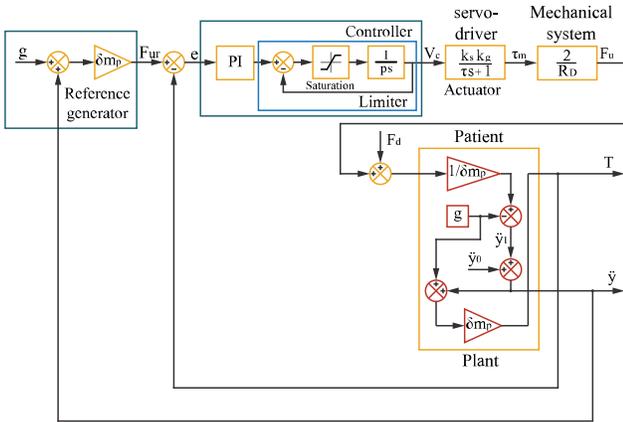


Fig. 6. Control strategy for patient's partial mass offloading

The speed limiter block is composed of a feedback loop with a signal saturation loop and integral action in the direct loop. The speed limiter block defines a slope that depends on the saturation limits. The control parameters are defined as $k_p = 8.1$, $T_i = 1$, $p = 1$, and saturation limit as ± 0.042 .

B. Simulation results

A simulation of a mass offloading of 40% of the patient's weight is performed. The patient's weight is defined at 100 Kg and 2 gait cycles are considered. The rope tension's behaviour T is observed in Figure 7. In the range between 0

to 2.15 s, the speed limiter operates to bound the control signal. After this time, the error between reference signal and the rope tension is zero, this means that the controller works eliminating error signal. At time 4 s, a mass offloading change of 40% to 50% of the patient's weight is observed and the speed limiter and the control law work to achieve the reference with a ramp signal. Between the interval from 6 s to 10 s, a sinusoidal acceleration is generated and it is possible to see that the rope tension tracks the reference, maintaining the patient's mass constant. At time 8 s., a step disturbance equivalent to 50 N is included, but the controller rejects the disturbance.

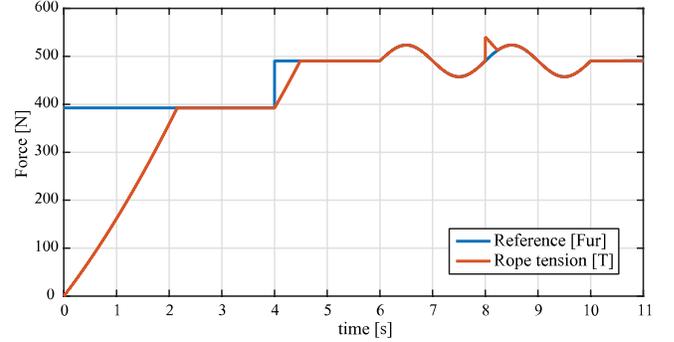


Fig. 7. Rope tension – Offloading force

Figure 8 shows the control signal for the previous simulation. It is observed that the signal presents soft changes in order to maintain the patient safety.

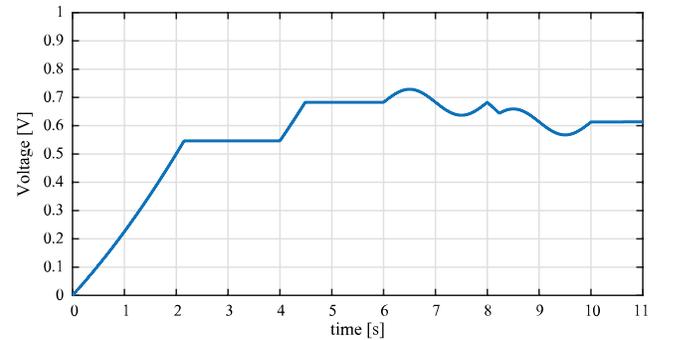


Fig. 8. Control signal

IV. CONCLUSIONS

An active body-weight support system for gait rehabilitation in patients with lower limb disability is designed and built. The designed system can work with rehabilitation equipment such as treadmills. The control system compensates the patient's acceleration during the gait. In order to avoid injuries in the patient due to abrupt changes in rope tension, a controller with a speed limiter in the control signal is implemented. Simulation results demonstrate that the proposed BWS system rejects disturbances and reduce the signal error in order to track the reference signal while changing the patient's weight offloading.

REFERENCES

- [1] OMS, “Informe mundial sobre la discapacidad,” 2011.
- [2] Stroke org, “American Stroke Association û Building healthier lives, free of stroke and cardiovascular diseases,” 2017. [Online]. Available: <http://www.strokeassociation.org/STROKEORG/>.
- [3] C. Humberto, G. Valdivia, and M. A. Oliver-salazar, “Modelado y Simulación de un Robot Terapéutico para la Rehabilitación de Miembros Inferiores,” *Rev. Ing. Biomédica*, vol. 7, no. January 2016, pp. 41–49, 2013.
- [4] S. Knecht, S. Hesse, and P. Oster, “Rehabilitation after stroke.,” *Dtsch. Arztebl. Int.*, vol. 108, no. 36, pp. 600–6, 2011.
- [5] Q. Lu, J. Liang, B. Qiao, and O. Ma, “A New Active Body Weight Support System Capable of Virtually Offloading Partial Body Mass,” *IEEE/ASME Trans. Mechatronics*, vol. 18, no. 1, pp. 11–20, 2013.
- [6] O. Ma, A. Hernandez, J. Liang, and R. Paz, “A testbed for testing an active body support system for locomotion training,” in *IEEE/ASME International Conference on Advanced Intelligent Mechatronics, AIM*, 2008, pp. 996–1001.
- [7] Q. Tao and Z. Li-xun, “Coordinated control strategy for robotic-assisted gait training with partial body weight support,” *J. Cent. South Univ.*, vol. 22, no. 8, pp. 2954–2962, 2015.
- [8] C. Honda, “Walking Assist Device with Bodyweight Support Assist,” p. 180, 2009.
- [9] D. Wang, K. Lee, and J. Ji, “A Passive Gait-Based Weight-Support Lower,” *IEEE Trans. Robot.*, vol. 32, no. 4, pp. 933–942, 2016.
- [10] Hocoma, “Andago,” 2015. [Online]. Available: <https://www.hocoma.com/world/en/products/andago/>. [Accessed: 28-Jan-2016].
- [11] R. S. Gonçalves and H. I. Krebs, “MIT-Skywalker: Considerations on the Design of a Body Weight Support System,” *J. Neuroeng. Rehabil.*, vol. 14, no. 1, pp. 1–11, 2017.
- [12] Biodex, “Unweighing System,” 2015. [Online]. Available: <http://www.biodex.com/physical-medicine/products/pbws/unweighing-system>. [Accessed: 25-Jan-2016].
- [13] M. Glauser, Z. Lin, and P. E. Allaire, “Modeling and Control of a Partial Body Weight Support System: An Output Regulation Approach,” *IEEE Trans. Control Syst. Technol.*, vol. 18, no. 2, pp. 480–490, 2010.
- [14] Y. Kai, “Development of a Walking Support Machine with a Lift Device Controlled by a Servo Brake,” in *SICE Annual Conference*, 2013, pp. 1728–1733.
- [15] Lode, “Body Weight Support System,” 2015. [Online]. Available: <http://www.lode.nl/en/product/body-weight-support-system-xl/534>. [Accessed: 28-Jan-2016].
- [16] X. Zhang, W. Li, J. Li, and X. Cai, “Research of the BWS system for lower extremity rehabilitation robot,” *2017 Int. Conf. Rehabil. Robot.*, pp. 240–245, 2017.
- [17] Z. Yang, Y. Sun, Y. Hao, and N. Yu, “Active Mass-Offloading with Cable-Driven SEA for Tailored Support to Lower Limb Rehabilitation,” in *International Conference on Advanced Robotics and Mechatronics (ICARM)*, 2016, pp. 202–206.
- [18] O. Ma, X. Diao, L. Martinez, and T. Sarkodie-gyan, “Dynamically Removing Partial Body Mass Using Acceleration Feedback for Neural Training,” in *2007 IEEE 10th International Conference on Rehabilitation Robotics*, 2007, pp. 1102–1107.
- [19] Yaskawa Electric Corporation, “AC Servo Drives Sigma-V Series Product Catalog.” 2016.

Inhibición motora evocada mediante la estimulación de vías aferentes y su aplicación en la supresión de temblor

A. Pascual-Valdunciel*, F. O. Barroso y J. L. Pons

Resumen— Los mecanismos de los reflejos espinales han sido ampliamente estudiados en modelos animales y prueban la contribución de las vías aferentes al control motor. Basándose en estos circuitos neuronales, la estimulación eléctrica aferente ha surgido como una técnica prometedora para modular las vías neuromusculares en varios trastornos. El objetivo de esta tesis de Doctorado es la investigación del uso de la estimulación eléctrica para activar vías inhibitorias aferentes y su aplicación en la supresión de temblor patológico. Primero, exploraremos diferentes modalidades de estimulación a nivel muscular para producir la inhibición motora en sujetos sanos, con el objetivo de refinar o diseñar estrategias novedosas de supresión en pacientes con temblor. Posteriormente, aquellas estrategias con los mejores resultados de inhibición en sujetos sanos serán aplicadas en pacientes de la Enfermedad de Parkinson y de Temblor Esencial para atenuar el temblor en miembro superior. En el futuro, la estimulación aferente como modulador del control motor a nivel medular puede convertirse en una técnica prometedora de rehabilitación en desórdenes neurológicos como el temblor patológico.

I. INTRODUCCIÓN

Los temblores patológicos son movimientos rítmicos involuntarios de uno o más segmentos corporales. Es el trastorno de movimiento de mayor incidencia, impidiendo la realización de actividades de la vida diaria (AVD) y ocasionando elevados costes a nivel social y económico en los sistemas de salud. La Enfermedad de Parkinson (EP) y el Temblor Esencial (TE) son, entre otros, los principales trastornos neurológicos que producen temblor como síntoma motor [1] [2]. La solución más extendida para la supresión del temblor es la medicación, ya que actúa directamente sobre los mecanismos neurales que originan el temblor. Sin embargo, en la mayoría de casos, los pacientes desarrollan tolerancia progresiva a los fármacos, necesitando dosis mayores. Como consecuencia, los efectos secundarios y los síntomas se incrementan con el tiempo. Para estos casos, la Estimulación Cerebral Profunda (DBS, del inglés *Deep Brain Stimulation*) se postula como el tratamiento más efectivo, aunque también presenta algunos inconvenientes como el riesgo de una neurocirugía, sus costes asociados y el desarrollo de tolerancia a la estimulación. Existen pocos tratamientos alternativos seguros y con efectos secundarios reducidos, especialmente para los casos intratables actualmente.

Este Proyecto ha sido financiado por el programa de innovación en investigación H2020 de la Unión Europea (Project EXTEND - Bidirectional Hyper-Connected Neural System - under grant agreement No 779982).

Alejandro Pascual-Valdunciel, Filipe O. Barroso y José L. Pons están en el Neural Rehabilitation Group (Insitituto Cajal) del Consejo Superior de investigaciones Científicas, Madrid, España.

* Autor para correspondencia: alejandropv@cajal.csic.es.

Una solución alternativa es el uso de exoesqueletos que buscan eliminar el temblor mecánicamente. No obstante, estos sistemas son todavía complejos y voluminosos, e interfieren con las AVD [3]. Otra estrategia alternativa es la estimulación eléctrica muscular, que se está convirtiendo en una propuesta con resultados animadores en la supresión de temblor pero que todavía necesita una mayor investigación de cara a la traslación clínica y aplicación funcional. Los primeros desarrollos utilizaron Estimulación Eléctrica Funcional (FES, del inglés *Functional Electrical Stimulation*) para producir la contracción muscular en los músculos con temblor y así reducirlo [2] [3]. Se aplican principalmente dos estrategias: 1) co-contracción, la cual persigue incrementar la rigidez de la articulación estimulando simultáneamente el par de músculos antagonistas y así contrarrestar la oscilación mecánica generada por la señal de temblor; 2) la estrategia *out-of-phase*, que consiste en la aplicación de estimulación eléctrica en el músculo antagonista cuando sus agonistas presentan activación de temblor. A pesar de las ventajas enunciadas anteriormente, la aplicación de FES presenta también algunos inconvenientes como la aparición de fatiga y sensación de incomodidad producidas por la intensidad de la estimulación.

En los últimos cinco años, la estimulación neuromuscular por debajo del umbral de activación motora ha surgido como una herramienta prometedora para la supresión de temblor. Esta estrategia busca estimular diferentes vías aferentes para realizar una modulación a nivel medular mediante los arcos reflejos y las interneuronas, produciendo una reducción de la actividad muscular y con ello atenuar el temblor [3]. Aunque los mecanismos fisiológicos involucrados en estas estrategias no han sido aclarados todavía, estas superan inconvenientes como la fatiga o la interferencia con movimientos voluntarios.

Algunos estudios han propuesto que en la generación del temblor están implicados centros supraespinales junto con una componente aferente que actúa después a nivel espinal [4]. Dideriksen *et al.* [3] basaron sus estudios en este modelo y aplicaron estimulación por debajo del umbral motor para modular las vías aferentes propioceptivas de tipo Ia y así producir la inhibición del antagonista en un par de músculos con temblor en pacientes de EP y ET. Otras estrategias se basaron en la estimulación de vías cutáneas aferentes para suprimir el temblor en pacientes de EP [5].

La investigación de los reflejos espinales mediados por vías aferentes también ha sido explorada en humanos. Mrachacz-Kersting *et al.* [6] y Nito *et al.* [7] han mostrado la

potencia inhibitoria de las vías aferentes de tipo Ia activadas mediante estimulación eléctrica de nervios en miembro inferior y superior, respectivamente. Estos estudios proporcionan evidencias sobre el potencial de la estimulación neuromuscular para modular la inhibición de la actividad motora, justificando su posible aplicación en supresión de temblor.

En base al estado del arte aquí brevemente descrito, una serie de estudios es propuesta en esta contribución. Primero se perseguirá producir la inhibición motora en sujetos sanos modulando los reflejos espinales mediante estimulación eléctrica aferente. Los resultados aquí obtenidos se aplicarán en una segunda fase para diseñar estrategias de supresión de temblor óptimas en pacientes de EP y TE.

II. MATERIALES Y MÉTODOS

La investigación de esta tesis se propone desarrollar inicialmente en dos fases, representadas en la Figura 1.

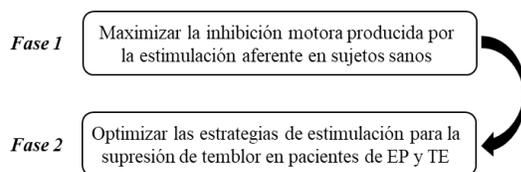


Fig. 1. Esquema de los objetivos de esta línea de investigación.

A. Caracterizar la inhibición motora en sujetos sanos

En este estudio con sujetos sanos se explorará la estimulación combinada de diferentes músculos para activar las vías aferentes de tipo Ia relacionadas con los husos musculares y el control motor e implicadas en los reflejos de estiramiento ipsilateral y de retirada contralateral en miembro superior. Se aplicará estimulación bifásica por debajo del umbral motor durante una contracción isométrica voluntaria de intensidad controlada. Se utilizará electromiografía bipolar de superficie (sEMG) y de alta densidad (hdEMG) para caracterizar la actividad muscular y la inhibición, incluyendo la información a nivel de unidad motora. Se explorará el efecto de la duración de la estimulación (un pulso vs. multi-pulso) sobre la inhibición, de modo que se obtenga información sobre una potencial aplicación de estimulación continua en pacientes. Además, se testarán la estimulación intramuscular y superficial para determinar con mayor precisión el tipo de fibras aferentes implicadas y la capacidad inhibitoria para cada modalidad.

B. Optimizar las estrategias de supresión de temblor

A partir de los hallazgos de la Fase 1, aquellos protocolos que resulten en mayor inhibición motora serán aplicados en pacientes de EP y TE. Se aplicará estimulación bipolar del vientre muscular de aquellos músculos implicados en la flexo-extensión de muñeca (flexor carpi radialis y extensor carpi radialis). También se evaluará la estimulación intramuscular y superficial y sus efectos. La estimulación continua, así como el patrón *out-of-phase* estarán entre las estrategias exploradas. sEMG y hdEMG, y sistemas de

medida inerciales se utilizarán para registrar la actividad muscular y cuantificar la supresión de temblor.

III. DISCUSIÓN

Esta contribución a las VIII Jornadas AITADIS presenta el diseño y los estudios a realizar en un programa de Doctorado. En primer lugar, presentamos el impacto del temblor en la calidad de vida de los pacientes y en la sociedad, a la vez que ofrecemos un resumen del estado del arte sobre las estrategias de supresión de temblor y sus principales inconvenientes en la actualidad. Existen evidencias que sustentan la aplicación de la estimulación aferente como una solución para atenuar el temblor. Sin embargo, este enfoque novedoso necesita ser investigado en mayor detalle para determinar los mecanismos fisiológicos subyacentes y maximizar su eficacia de supresión y que pueda convertirse en una alternativa real a los tratamientos actuales. En una primera fase se caracterizará en sanos aquellas estrategias de estimulación que produzcan mayor inhibición a nivel motor. En la segunda fase, dichas estrategias se optimizarán para suprimir temblor en pacientes con temblor de EP y TE. Los efectos de la duración de la estimulación, el tipo de electrodo (intramuscular y superficial) o las vías aferentes implicadas son algunos de los aspectos claves que serán investigados.

Por medio de esta propuesta, tratamos de hacer converger los efectos inhibitorios de la estimulación de vías aferentes con su aplicación directa sobre las bases fisiológicas que producen el temblor. De este modo, se profundizará en el conocimiento sobre la modulación del control motor de las vías aferentes, tanto en pacientes como en sujetos sanos; y se investigará la optimización de protocolos de estimulación aferente como estrategia alternativa de supresión de temblor que supere los principales inconvenientes de las tecnologías utilizadas actualmente.

REFERENCIAS

- [1] E. R. Kandel et al., *Principles of Neural Science*, Fifth Edition, McGraw Hill Professional, 2013.
- [2] L.P. Maneski et al., *Electrical stimulation for the suppression of pathological tremor* Med Biol Eng Comput, 2011, 49:1187–1193.
- [3] J. L. Dideriksen, C. M. Laine, S. Dosen, S. Muceli, E. Rocon, J. L. Pons, L. Benito-Leon and D. Farina, *Electrical Stimulation of Afferent Pathways for the Suppression of Pathological Tremor*, Front Neurosci, vol. 11, no. 178, 2017.
- [4] J. A. Gallego, J. L. Dideriksen, A. Holobar, J. Ibáñez, V. Glaser, J. P. Romero, J. Benito-León, J. L. Pons, E. Rocon and D. Farina, *The phase difference between neural drives to antagonist muscles in essential tremor is associated with the relative strength of supraspinal and afferent input*, J Neurosci, vol. 35, no. 23, pp. 8925–8937, 2015.
- [5] M.-Z. Hao et al., *Inhibition of Parkinsonian tremor with cutaneous afferent evoked by transcutaneous electrical nerve stimulation*, J Neuroeng Rehabil, vol. 14, no. 75, 2017.
- [6] N. Mrachacz-Kersting, S.S. Geertsen, A.J.T. Stevenson, J.B. Nielsen, *Convergence of ipsi- and contralateral muscle afferents on common interneurons mediating reciprocal inhibition of ankle plantarflexors in humans*, Exp Brain Res (2017) 235:1555–1564.
- [7] M. Nito et al., *Inhibition of Group Ia Afferents Between Brachioradialis and Flexor Carpi Radialis in Humans: A Study Using an Electromyogram-Averaging Method*, J of Clinical Neurophysiology, vol. 35, no. 2, 2018.

PROTOCOLO DE ESTIMULACIÓN PAREADO ASOCITIVO CON ESTIMULACION MAGNETICA TRANSCRANEAL PARA LA POTENCIACIÓN DE LA CORTEZA MOTORA

A. San Agustín and Jose L. Pons

Abstract—La Estimulación Pareada Asociativa (PAS, de sus siglas en inglés) es el paradigma en el cual se utiliza la Estimulación Magnética Transcranial (TMS, de sus siglas en inglés) como herramienta para potenciar la vía cortico-espinal motora. Sincronizando esta estimulación no invasiva con otro estímulo activador de la corteza motora, se logran cambios de fuerza y función en las sinapsis cerebrales. En esta revisión, describimos la variedad de intervenciones de protocolo PAS y sus efectos.

I. INTRODUCCIÓN

LA NEUROPLASTICIDAD es la capacidad de las células cerebrales de modificar sus estructuras como adaptación a las señales del medio. Así mismo, es el mecanismo biológico que subyace a los procesos de aprendizaje y memoria que permiten la potenciación o depresión de las sinapsis como respuesta a, por ejemplo, un daño o una intervención terapéutica [1]. La actual emergencia de técnicas no invasivas de estimulación transcranial como el TMS, nos permite el estudio de la neuroplasticidad, pudiendo inducirla en el cerebro humano.

La estimulación por TMS se basa en la generación de un campo magnético de alta intensidad para inducir corrientes eléctricas que llegan a la corteza cerebral despolarizando un grupo de neuronas en regiones determinadas. Esta herramienta ha sido utilizada para la evaluación de la vía motora cortico-espinal por su capacidad de inducir una activación a nivel muscular que en estado de reposo refleja la excitabilidad de las neuronas que componen la vía [2].

Del mismo modo, el TMS también se puede utilizar para potenciar la excitabilidad de la vía cortico-espinal motora si sigue un protocolo de aplicación concreto que se basa en los principios Hebbianos. Donald Hebb postuló que cuando dos axones de diferentes neuronas están lo suficientemente cerca y repetidamente activándose de forma conjunta, surgen cambios metabólicos y de crecimiento entre ellas [3]. La aplicación de protocolos de potenciación como son los PAS, sincronizan dos estímulos de activación diferentes; siendo uno de ellos inducido por TMS, que converge con la activación del córtex motor inducida por otro estímulo. Diferentes protocolos han sido desarrollados para combinar la

activación por TMS con otro estímulo activador de la corteza, generando una respuesta neuroplástica de aumento en la excitabilidad de la vía cortico-espinal, acompañada de sus respectivos cambios funcionales.

II. PROTOCOLOS DE ESTIMULACIÓN PAREADA ASOCIATIVA

A. PAS periférico-cortical (pc-PAS),

En el original y más habitual PAS, un pulso único de TMS aplicado en dirección a la corteza motora, se para con una estimulación de baja frecuencia a nivel periférico en el nervio mediano. Este último se aplica 25ms antes del TMS. La estimulación del nervio en la mano (habitualmente en el músculo Abductor Pollicis Brevis, APB), se aplica previamente al TMS para darle un margen de llegada y que converjan al mismo tiempo en el córtex motor primario (M1)[4]. Una repetición sostenida en el tiempo de ambos estímulos potencia la excitabilidad de las proyecciones cortico-espinales de M1. El tiempo de convergencia de ambas activaciones es crucial para inducir los efectos de potenciación, por ello, este tipo de plasticidad representa la llamada plasticidad dependiente del tiempo de activación (STDP, de sus siglas en inglés) [5]. La estimulación tipo PAS induce un aumento en las amplitudes de los potenciales evocados motores (MEPs, de sus siglas en inglés) cuando el musculo está en estado de reposo, y es persistente en un periodo de tiempo de hasta 60min [4]. Por lo cual, se ha sugerido que esta potenciación es la representación de la plasticidad tipo potenciación a largo plazo (LTP, por sus siglas en inglés) [6]. Además, PAS resulta en una mejora del aprendizaje motor una semana después de su aplicación [7].

B. PAS cortico-cortical (cc-PAS)

EL cc-PAS consiste en el pareado de dos pulsos únicos de diferentes TMSs, cada uno aplicado en un hemisferio cortical. Rizzo et al. diseñaron esta versión de PAS aplicando un único pulso de TMS sobre la M1 ipsilateral de la mano estimulada seguida por otro pulso único de TMS en la corteza M1 contralateral, con un Intervalo Inter-estimulo (ISI, de sus siglas en inglés) de 8ms [8]. Su hipótesis de partida fue que la propagación de un potencial mediante los axones transcallosales podría generar una excitación de interneuronas específicas del cortex M1 contralateral. Koganemaru et al. aplicaron este paradigma de estimulación y lo llamaron estimulación bihemisferica pareada (PBS, de sus siglas en inglés), y lo aplicaron con un ISI de 15ms [9].

European social fund through the Youth Employment Operational Program and the Youth Employment Initiative (YEI) of the Community of Madrid

A. San Agustín and Jose L. Pons are with the Neurorehabilitation Group at Cajal Institute of the Spanish National Research Council, Madrid, Spain (asanagustin@caja.csic.es).

TABLA I
ESTUDIOS DE POTENCIACIÓN DE LA EXCITABILIDAD MEDIANTE LA INTERVENCIÓN DE PAS

Intervención PAS	Referencia	Inter-Stimulus Interval (ISI)	Pulsos pareados	Efectos de PAS
Pc-PAS	Stefan et al. (2000)	25 ms	90 pareados; 0.05 Hz	Plasticidad tipo LTP
	Rajii et al. (2011)	25 ms	180 pareados; 0.1 Hz	Aumento aprendizaje motor
Cc-PAS	Rizzo et al. (2009)	8 ms	90 pareados; 0.05 Hz	Inhibición interhemisférica atenuada; Respuestas aceleradas; excitabilidad cortico-espinal aumentada
	Koganemaru et al. (2009)	15 ms	180 pareados; 0.1 Hz	Facilitación del movimiento fino de los dedos
PAS relacionado con el movimiento	Thabit et al. (2010)	50 ms	240 pareados; 0.2 Hz	Vía cortico-espinal motora potenciada; Tiempos de Reacción reducidos

Cuando la corteza M1 izquierda era estimulada antes que la derecha, (izda-a-dcha cc-PAS), la inhibición interhemisférica con sentido izda-a-dcha se atenuó y la excitabilidad cortical en la corteza derecha aumentó. Por otro lado, cc-PAS aceleró las respuestas ejecutadas por el dedo índice de la mano izquierda pero no de la derecha en tareas simples de tiempos de reacción. De forma simétrica, dcha-a-izda cc-PAS redujo la inhibición interhemisférica, pero sin aumentar la excitabilidad de la corteza M1 izquierda. Por ello se concluyó que cc-PAS puede inducir plasticidad asociativa en conexiones interhemisféricas entre las cortezas diana. La eficacia de cc-PAS para inducir cambios a largo plazo en excitabilidad depende de la exactitud de los tiempos de sincronización entre hemisferios, lo que sugiere un mecanismo Hebbiano [8] y un tipo de plasticidad STDP. Los movimientos finos de los dedos de la mano también se facilitaron con la aplicación de este protocolo cc-PAS [9].

C. PAS relacionado con el movimiento

En los protocolos de potenciación, la activación neuronal de M1 es requerida a la hora de parearla con un pulso de TMS. Thabit et al. escogieron como alternativa la activación de la corteza mediante la realización de un movimiento voluntario en una tarea simple de Tiempo de Reacción. Así, un nuevo protocolo tipo PAS fue diseñado combinando activación cortical inducida por TMS con la activación inducida por una contracción muscular 50ms antes [10]. Esta forma de PAS induce potenciación en la excitabilidad cortico-espinal y acorta los tiempos de reacción en la tarea. La aplicación de este protocolo induce una potenciación sostenida durante 20 min después de ser aplicada. Es por ello que los efectos inducidos por esta estimulación son similares a una plasticidad tipo LTP. Además, es de tipo STDP por su capacidad de potenciación dependiente del tiempo de convergencia entre el TMS y la realización de la tarea.

III. CONCLUSIÓN

Estos hallazgos sugieren que las intervenciones de TMS tienen un uso potencial para mejorar la excitabilidad de la vía motora y el rendimiento funcional aplicándola siguiendo los protocolos de tipo PAS. Estas mejoras son dependientes del

tiempo de estimulación porque se basan en el mecanismo de neuroplasticidad sináptica celular basado en los principios de Hebb e inducen efectos duraderos a largo plazo, lo que abre un amplio campo de trabajo terapéutico para inducir cambios más estables.

IV. DISCUSIÓN

A medida que surgen más protocolos pareados de TMS para la potenciación de la excitabilidad cortico-espinal, creemos que, finalmente, será necesaria una caracterización de cada uno de ellos para revelar sus fortalezas y defectos.

Sugerimos un estudio basado en la comparación de estas técnicas. La relación comparativa de los efectos potenciadores de la excitabilidad y sus consecuencias funcionales podrían compararse en la misma vía motora cortico-espinal, por ejemplo, en el músculo APB, aplicando los diferentes protocolos que hemos revisado y utilizando parámetros comparables, es decir, un ISI equivalente, la misma cantidad de pulsos pareados y una frecuencia de aplicación igual.

AGRADECIMIENTOS

Este trabajo fue apoyado por el fondo social europeo a través del Programa Operativo de Empleo Juvenil y la Iniciativa de Empleo Juvenil (YEI) de la Comunidad de Madrid y el Instituto Cajal del Consejo Superior de Investigaciones Científicas (CSIC), Madrid, España.

REFERENCIAS

- [1] Piradov, M. A., Chernikova, L. A., & Suponeva, N. A. (2018). Brain Plasticity and Modern Neurorehabilitation Technologies. *Herald of the Russian Academy of Sciences*, 88(2), 111-118.
- [2] Hallett, M. (2000). Transcranial magnetic stimulation and the human brain. *Nature*, 406(6792), 147.
- [3] Hebb, D. O. (1949). *The organization of behavior; a neuropsychological theory*. A Wiley Book in Clinical Psychology., 62-78.
- [4] Stefan, K., Kunesch, E., Benecke, R., Cohen, L. G., & Classen, J. (2002). Mechanisms of enhancement of human motor cortex excitability induced by interventional paired associative stimulation. *The Journal of physiology*, 543(2), 699-708.
- [5] Carson, R. G., & Kennedy, N. C. (2013). Modulation of human corticospinal excitability by paired associative stimulation. *Frontiers in human neuroscience*, 7, 823. (Review PAS)
- [6] Ziemann, U., Paulus, W., Nitsche, M. A., Pascual-Leone, A., Byblow, W. D., Berardelli, A., ... & Rothwell, J. C. (2008). Consensus: motor cortex plasticity protocols. *Brain stimulation*, 1(3), 164-182.
- [7] Rajji, T. K., Liu, S. K., Frantseva, M. V., Mulsant, B. H., Thoma, J., Chen, R., ... & Daskalakis, Z. J. (2011). Exploring the effect of inducing long-term potentiation in the human motor cortex on motor learning. *Brain stimulation*, 4(3), 137-144.
- [8] Rizzo, V., Siebner, H. S., Morgante, F., Mastroeni, C., Girlanda, P., & Quartarone, A. (2008). Paired associative stimulation of left and right human motor cortex shapes interhemispheric motor inhibition based on a Hebbian mechanism. *Cerebral cortex*, 19(4), 907-915.
- [9] Koganemaru, S., Mima, T., Nakatsuka, M., Ueki, Y., Fukuyama, H., & Domen, K. (2009). Human motor associative plasticity induced by paired bihemispheric stimulation. *The Journal of physiology*, 587(19), 4629-4644.
- [10] Thabit, M. N., Ueki, Y., Koganemaru, S., Fawi, G., Fukuyama, H., & Mima, T. (2010). Movement-related cortical stimulation can induce human motor plasticity. *Journal of Neuroscience*, 30(34), 11529-11536.

Revisión de bases de datos de marcha. Resultados preliminares

D. Pinto-Fernández, D. Torricelli and J.L. Pons

Abstract— En este trabajo se presentan los resultados preliminares del estudio en desarrollo sobre la actualidad de las bases de datos de marcha. Este análisis se ha llevado a cabo con la finalidad de identificar las bases de datos existentes, su principal meta y su estructura. De esta manera, se pretenden identificar las carencias, necesidades y preferencias de la comunidad científica. Basándonos en los resultados aquí presentes y en el trabajo futuro en esta área, se pretende establecer un criterio robusto de desarrollo de dichas bases de datos que nos servirá como base en la creación de la primera base de datos de marcha bípoda de humanos, robots vestibles, prótesis robóticas y demás tecnologías de marcha bípoda.

I. INTRODUCCIÓN

EL estudio del desempeño de los sistemas robóticos de rehabilitación y la robótica vestible es un paso necesario para demostrar las posibilidades que tienen dichos dispositivos, no solo en cuanto a su utilidad si no también de cara a sus salida de los laboratorios al mercado [1]. Para que esto sea mucho más realizable, el proyecto europeo Eurobench pretende establecer el primer esquema de estandarización en locomoción bípoda robótica, lo que permitiría establecer las bases para comparar y estudiar bajo un mismo criterio todos los dispositivos robóticos de esta categoría. Además, el proyecto Eurobench facilitará dos instalaciones para la aplicación de dichos estándares, lo que asegurará la implantación y la correcta disposición del esquema.

Esto es una gran oportunidad para recoger información útil y ordenada sobre multitud de dispositivos robóticos en múltiples circunstancias. Estos datos deberían estar almacenados y organizados en una base de datos a la que se pueda acceder por parte del colectivo encargado del desarrollo de dichas tecnologías, con la finalidad de poder intercambiar información, y así, facilitar el proceso de regulación, estandarización e implementación de dichas tecnologías, lo cual supondría un gran impulso en el desarrollo del estado del arte actual en la robótica de rehabilitación.

Será entonces muy importante, definir un estándar de métricas, archivos, pruebas... que facilite la accesibilidad de dichos datos a nivel mundial. El primer paso en esta dirección es entender el estado del arte en este campo. Con este fin, hicimos una búsqueda en la literatura siguiendo las

siguientes cuestiones: ¿Cuántas bases de datos de locomoción existen?, ¿Qué contienen, y en que formato?, y por último, ¿Cómo se estructuran a día de hoy dichas bases de datos?. En este trabajo presentamos los resultados preliminares en este análisis y discutimos los resultados más relevantes obtenidos por el momento.

II. MÉTODOS Y MATERIALES

Hicimos una búsqueda inicial en la base de documentos científicos Scopus usando los siguientes requisitos en los títulos:

((gait* OR locomot* OR walk*) AND (database* OR dataset*)).

Las 79 publicaciones resultantes se filtraron leyendo títulos y abstracts, en los que buscamos la presencia de bases de datos actuales y accesibles públicamente. Excluimos todas las publicaciones que no se ajustaban a dicho criterio. A las publicaciones que pasaron este filtro, se les aplicó un criterio de filtrado aun más restrictivo para clasificarlas según dos

TABLA I
LISTA DE BASES DE DATOS ENCONTRADAS Y META

Base de datos	Meta de la base de datos	Ref.
CMU Mobo	Reconocimiento de marcha	[2]
SOTON	Reconocimiento de marcha	[3]
CASIA-GD	Reconocimiento de marcha	[4]
CASIA-AD	Reconocimiento de marcha	[5]
AVA Multi-View	Reconocimiento de marcha	[6]
KY 4D	Reconocimiento de marcha	[7]
OU-ISIR	Reconocimiento y Análisis de marcha	[8]
HuGaDB	Análisis de la marcha	[9]
Daphnet	Análisis de la marcha con Parkinson	[10]
USF	Reconocimiento de marcha	[11]
MAREA	Reconocimiento de marcha y gestos	[12]
GRACE	Reconocimiento de marcha y gestos	[13]
TST-Fall	Detección de caídas	[14]
Mocap	Análisis de la marcha	[15]
CMU-GLMCD	Análisis de la marcha	[16]
ISB	Análisis de la marcha	[17]
HuMoD	Análisis de la marcha	[18]
HOOD	Análisis de marcha y acciones	[19]
HIDGC	Reconocimiento de marcha	[20]
SRLAB	Datos clínicos	[21]

criterios: La presencia y definición de bases de datos del estado del arte y el desarrollo de software y estructuras que permitan diseñar o estructurar las mismas.

D. Torricelli is with the Neural Rehabilitation Group of the Spanish National Research Council, Madrid, Spain (diego.torricelli@csic.es).

J. L. Pons is with the Neural Rehabilitation Group of the Spanish National Research Council, Madrid, Spain (jose.pons@csic.es).

This work is supported by the project EURO-BENCH (European Robotic Framework for Bipedal Locomotion Benchmarking) funded by H2020 Topic ICT 27-2017 under grant agreement no: 779963.

D. Pinto-Fernandez is with the Neural Rehabilitation Group of the Spanish National Research Council, Madrid, Spain (david.pinto@cajal.csic.es).

III. RESULTADOS

En la Tabla 1 se muestran los resultados preliminares de nuestra búsqueda de bases de datos. Encontramos 20 bases de datos, de las cuales 5 estaban subdivididas en bases de datos específicas y de menor volumen de datos.

Encontramos que existen cuatro categorías de clasificación en cuanto a la finalidad de las bases de datos. El reconocimiento de la marcha y el reconocimiento biométrico para seguridad supone el 45% de las bases de datos presentes en el estudio. El análisis de la marcha con un 45% de presencia. Un 20% de reconocimiento de gestos y acciones, y por último, una base de datos (5%) en la que se encuentran alojados datos clínicos.

IV. DISCUSIÓN

Todas las bases de datos biométricos empleados en reconocimiento de la marcha contienen imágenes o video que comúnmente se distribuye en formato .png y .avi. Muchas de dichas bases de datos contienen también datos pre-procesados por los investigadores que los han subido entre los que generalmente se encuentran modelos de los sujetos y siluetas obtenidas mediante software propio de reconocimiento de imágenes.

Srlab [21] es la única base de datos clínicos reconocida de momento. Junto con Daphnet [10], que analiza la marcha con pacientes de Parkinson, son las dos únicas bases de datos en las que se encuentran datos de pacientes. Las otras 18 bases de datos contienen únicamente datos de marcha y movimiento en sujetos sanos.

No hemos encontrado una estructura común en el estado del arte de las bases de datos. El único punto que parecen compartir todas las bases de datos es que la mayoría de ellas, por motivos de propiedad intelectual y de seguridad de la información contenida, obligan a rellenar una solicitud para poder acceder a la información.

Es muy común también que se requiera un software adicional para poder leer e interpretar los datos contenidos en las bases de datos, ya que en muchas ocasiones dichos datos se encuentran encriptados o en formatos en los que solo teniendo una llave o un programa propietario de los desarrolladores de la base de datos se puede acceder.

En términos de adquisición de datos, el método preferido (principalmente por la presencia mayoritaria de bases de datos de análisis y reconocimiento de marcha) es la fotogrametría. Aunque también se encuentran algunas bases de datos conteniendo capturas mediante sistemas de marcadores ópticos e IMUS.

V. CONCLUSIONES Y TRABAJO FUTURO

En este trabajo se presentan algunos resultados preliminares de nuestro estudio (actualmente en desarrollo), sobre el estado del arte de las bases de datos de marcha. En futuras publicaciones, se contará con mayor información, más concreta y completa sobre dicho estado del arte.

Principalmente, este trabajo recoge la primera parte del estudio, que no es más que analizar las diferentes categorías y metas de las bases de datos en la actualidad. Identificamos dos propósitos fundamentalmente: el análisis y estudio de la marcha y el reconocimiento con fines de vigilancia de la misma.

Como dato interesante, encontramos que solo dos de estas bases de datos contienen datos sobre pacientes. Otro dato interesante es que no encontramos, de momento, bases de datos que involucren marcha robótica, ni presencia de dispositivos robóticos vestibles en la marcha humana, lo cual consideramos fundamental para la evolución del estado del arte de estas tecnologías.

Como trabajo futuro, proponemos seguir desarrollando esta revisión para identificar las estructuras presentes en las bases de datos de locomoción y marcha existentes y las necesidades y carencias de las mismas. De esta manera, se pretende desarrollar un criterio de diseño robusto para presentar nuestra propia base de datos, que combine datos de marcha en humanos (pacientes y sanos), robots vestibles, así como humanoides, prótesis robóticas y demás tecnologías de locomoción bípeda.

REFERENCIAS

- [1] D. Torricelli, A. J. del Ama, J. González, J. Moreno, A. Gil and J. L. Pons, "Benchmarking lower limb wearable robots: Emerging approaches and technologies," in 8th ACM International Conference on Pervasive Technologies, Corfu, 2015.
- [2] The CMU Motion of Body (MoBo) Database - The Robotics Institute Carnegie Mellon University, (2001) [online] Available at: <https://www.ri.cmu.edu/publications/the-cmu-motion-of-body-mobo-database/> [Accessed 31 Jul. 2018].
- [3] Southampton Human ID at a Distance Database, (2001). [online] Available at: <http://www.gait.ecs.soton.ac.uk/database/> [Accessed 31 Jul. 2018].
- [4] CASIA gait Database (2005). Center for Biometrics and Security Research. [online] Available at: <http://www.cbsr.ia.ac.cn/english/Gait%20Databases.asp> [Accessed 31 Jul. 2018].
- [5] CASIA Action Database [online] Available at: <http://www.cbsr.ia.ac.cn/english/Action%20Databases%20EN.asp>, [Accessed 31 Jul. 2018].
- [6] The AVA Multi-View Dataset for Gait Recognition [online] Available at: <http://www.uco.es/grupos/ava/node/41> [Accessed 31 Jul. 2018].
- [7] KY 4D (2010)[online] Available at: http://robotics.ait.kyushu-u.ac.jp/yumi/db/gait_a.html [Accessed 31 Jul. 2018].
- [8] OU-ISIR (2007) [online] Available at: <http://www.am.sanken.osaka-u.ac.jp/BiometricDB/index.html> [Accessed 31 Jul. 2018].
- [9] HuGaDB, [online] Available at: <https://github.com/romanchereshnev/HuGaDB/> [Accessed 31 Jul. 2018].
- [10] Daphnet [online] Available at: <https://archive.ics.uci.edu/ml/datasets/Daphnet+Freezing+of+Gait> [Accessed 31 Jul. 2018].
- [11] USF Dataset [online] Available at: <http://marathon.csee.usf.edu/GaitBaseline/Data%20Set.htm> [Accessed 31 Jul. 2018].
- [12] MAREA [online] Available at: http://islab.hh.se/mediawiki/Gait_database [Accessed 31 Jul. 2018].
- [13] GRACE [online] Available at: <http://wrap.warwick.ac.uk/78493/> [Accessed 31 Jul. 2018].
- [14] TST Falling [online] Available at: <http://www.tlc.dii.univpm.it/blog/%20databases4kinect#IDFall1> [Accessed 31 Jul. 2018].

- [15] Mocap Database [online] Available at:
<https://gait.fi.muni.cz/#database> [Accessed 31 Jul. 2018].
- [16] CMU Graphics Lab Motion Capture Database [online] Available at:
<http://mocap.cs.cmu.edu/> [Accessed 31 Jul. 2018].
- [17] International Society of Biomechanics [online] Available at:
<https://isbweb.org/data/> [Accessed 31 Jul. 2018].
- [18] HuMoD (2015) [online] Available at: <https://www.sim.informatik.tu-darmstadt.de/res/ds/humod/> [Accessed 31 Jul. 2018].
- [19] HOOD (2014) [online] Available at:
<https://github.com/fulviomas/HOOD/> [Accessed 31 Jul. 2018].
- [20] Human ID Gait Challenge Dataset (2001) [online] Available at:
http://www.cse.usf.edu/~sarkar/SudeepSarkar/Gait_Data.html/
[Accessed 31 Jul. 2018].
- [21] SrLab [online] Available at: https://www.sralab.org/rehabilitation-measures/database?assessment_type=3792/ [Accessed 31 Jul. 2018].

Riesgos tecnológicos y protección normativa de la autonomía de las personas con discapacidad

Mario Toboso, Manuel Aparicio, Ricardo Morte, Aníbal Monasterio, Txetxu Ausín, Daniel López

Abstract—En los últimos años el cambio tecnológico ha sido muy notable, incluido el campo de las tecnologías de ayuda a la discapacidad, dirigidas a promocionar la autonomía de las personas con discapacidad. Este cambio tecnológico puede traer consigo un cambio igualmente notable en el ejercicio de la autonomía personal, al llegar a poner en riesgo la protección normativa que la sustenta. Nos referimos a las repercusiones que tecnologías emergentes pueden tener en la intimidad, la privacidad, la integridad y la protección de los datos. En esta comunicación abordaremos estas cuestiones, tomando como referencia el marco normativo de la Convención de la ONU sobre los Derechos de las Personas con Discapacidad.

I. INTRODUCCIÓN

La autonomía personal, entendida como la posibilidad de autogobierno, sin interferencias ilegítimas, para decidir y ejecutar el propio plan de vida, es una de las características definitorias del sujeto moderno [1], estando en la base de los requerimientos para la validez del contrato social. Ahora bien, la autonomía personal no opera en el vacío; es posible debido a la protección ético-jurídica mediante derechos humanos recíprocamente reconocidos (civiles y políticos; económicos, sociales y culturales; de tercera generación). Buena parte de tales derechos requieren mediaciones socio-técnicas para resultar efectivos [2]. Por eso la tecnología ha de concebirse como mediación posibilitadora de la autonomía (si decido comunicarme con un familiar lejano, el teléfono móvil permitirá ejercer tal decisión); también como condicionante de los derechos humanos que protegen dicha autonomía (el teléfono móvil amplía el derecho a poder intercambiar información).

De estas consideraciones han estado ausentes, tradicionalmente, las personas con discapacidad, al presuponerse su incapacidad para ejercer la autonomía y, en consecuencia, para tomar parte en el contrato social [3]. Actualmente, al menos sobre el papel, la idea de autonomía personal se atribuye también a dichas personas. Tal cambio es fruto de la lucha de movimientos sociales a favor de los

derechos de las personas con discapacidad, fundamentalmente el denominado Movimiento de Vida Independiente. Un cambio incompleto de paradigma ha llevado desde el modelo médico-rehabilitador hacia el modelo social de la discapacidad, que entiende que esta condición es el resultado de la interacción de cuerpos con características particulares con entornos socio-técnicos que las excluyen [4]. Todavía hoy no se ha conseguido completar el cambio, al menos respecto a los discursos sociales y a la percepción que la sociedad tiene de la discapacidad [5].

Sin embargo, el modelo social ha avanzado firmemente en el campo normativo. Nos referimos a su vigencia en la Convención de la ONU, de 2006, sobre los Derechos de las Personas con Discapacidad [6], en adelante “la Convención”, marco normativo internacional desde el que se promueven los derechos humanos de las personas con discapacidad en todo el mundo. Este marco, cuyo conocimiento debería ser necesario para toda persona cuyo trabajo gire en torno a la discapacidad, incluye importantes referencias a desarrollos tecnológicos, en relación con el principio de accesibilidad universal.

II. MATERIALES Y MÉTODOS

Nos servimos, como materiales de trabajo, de la Convención, como marco normativo internacional que define y protege la autonomía de las personas con discapacidad, así como también de la bibliografía señalada.

Adoptamos métodos filosófico-prácticos basados en: lectura analítica de la bibliografía; análisis conceptual de la noción de autonomía, de sus bases normativas y de su sustrato tecnológico; y reflexión ético-jurídica sobre riesgos de los nuevos desarrollos tecnológicos al incidir sobre aspectos vinculados con la autonomía personal.

III. RESULTADOS

De especial interés para nuestra labor es el artículo 19 de la Convención, que establece el derecho a vivir de manera independiente y a la inclusión social. En él se alude a una variedad de dispositivos de apoyo para la promoción de la autonomía y para el logro de tal derecho. También otros artículos de la Convención, referidos a la protección de la intimidad, integridad y privacidad, si atendemos al hecho de que numerosos dispositivos tecnológicos que tendrían su lugar en el artículo 19, lo tienen igualmente en esos otros artículos.

El cambio tecnológico ha complejizado la naturaleza de las tecnologías promotoras de la autonomía personal. Muchas de las tecnologías actuales abordan la promoción de la autonomía mediante la monitorización de comportamientos, conductas habituales y pautas de vida de

M. Toboso es Científico Titular en el Instituto de Filosofía del CSIC, Madrid, España (mario.toboso@csic.es).

M. Aparicio es Profesor asociado en el Departamento de Filosofía de la Universidad de Murcia, España (manuel.aparicio@um.es).

R. Morte es Doctorando en Filosofía en la Universidad de Granada, España (ricardo63@autistici.org).

A. Monasterio es Investigador postdoctoral del Gobierno Vasco, España, UPV/EHU-ILCLI (anibal.monasterio@ehu.eus)

T. Ausín es Científico Titular en el Instituto de Filosofía del CSIC, Madrid, España (txetxu.ausin@cchs.csic.es).

D. López es Investigador contratado en el Instituto de Filosofía del CSIC, Madrid, España (daniel.lopez@csic.es).

Constituyen el Grupo de investigación del Instituto de Filosofía del CSIC en los proyectos europeos INBOTS y EXTEND.

las personas con discapacidad. Así, las denominadas tecnologías de cuantificación del “yo” (*self-tracking data*), con el uso de tecnología vestible y sensores, registran el comportamiento y distintas variables fisiológicas (constantes vitales, patrones del sueño, actividad eléctrica cerebral, etc.), permitiendo tomar decisiones que empoderan la autonomía individual o mejoran la salud. Los datos registrados sirven para monitorizar a la persona y, gracias a dispositivos y terminales digitales, son procesados por algoritmos *in situ*, ofreciendo información relevante sobre salud, hábitos etc.

La recolección masiva de datos personales sobre comportamientos no se daba en tecnologías tradicionales: ayudas técnicas o productos de apoyo. Los efectos derivados de la nueva implementación tecnológica pueden repercutir en la autonomía personal: pensemos, por ejemplo, en cómo la monitorización robótica de la salud podría invadir la privacidad. Es necesaria, pues, la reflexión ética para ampliar el alcance de los derechos incluidos en la Convención, protegiendo así más efectivamente la autonomía de las personas con discapacidad. El cambio del escenario tecnológico obliga a extremar la protección de la autonomía personal, dado el mayor potencial de dichas tecnologías para afectar aspectos relacionados con ella (privacidad, intimidad, etc.). Los derechos de la Convención, convenientemente reinterpretados para tener en cuenta ese potencial, constituyen una guía ineludible en la reflexión ética sobre tales riesgos tecnológicos.

El primer paso en la dirección de un posible reconocimiento de nuevos derechos humanos relacionados con la neurociencia lo constituye el debate sobre la libertad cognitiva. Según Bublitz [7]: la libertad cognitiva, también conocida, en ocasiones, como autodeterminación mental, es el principio que garantiza el derecho a alterar el estado mental de una persona mediante el uso de neurotecnologías, así como el derecho a rechazar esa acción. Esta idea incluye dos conceptos estrechamente relacionados: 1. El derecho de los individuos al uso de las neurotecnologías emergentes, y 2. La protección de los individuos frente al uso coercitivo de esas tecnologías, es decir, en el caso de que fuesen usadas sin el consentimiento de las personas afectadas.

En lo tocante al segundo aspecto, cabe mencionar la posibilidad de que origine la reconceptualización de algunos derechos ya existentes, o que genere la creación de nuevos “neuroderechos” fundamentales: el derecho a la privacidad mental, el derecho a la integridad mental, o el derecho a la continuidad psicológica.

IV. DISCUSIÓN

El cambio tecnológico implica la redefinición de categorías como la “autonomía personal” o el “cuidado”. La reconfiguración de la autonomía personal, provocada por los cambios tecnológicos que inciden más acusadamente en derechos como la intimidad, la privacidad, seguridad y la protección de los datos de las personas con discapacidad, promueve nuevas formas de cuidado. Ya no se trata solo de formas de cuidado personal, sino, también, de cuidado social, es decir, de las medidas normativas para preservar tales derechos, lo mismo que las ofrecidas a cualquier otra

persona. El cuidado ha de ser interpretado como protección de la propia identidad y de la conciencia individual para que estos nuevos mecanismos tecnológicos no se conviertan en instrumentos de vigilancia y control, cercenando la autonomía que pretendían promover.

Estas cuestiones remiten al marco normativo de la Convención. Acudamos, por ejemplo, a sus artículos 17 y 22, y a otros en los que tales aspectos son también tratados. No hay que reinventar la rueda, sino, simplemente, ponerla a rodar. Para conseguirlo, se requiere tener en cuenta otra dimensión de la autonomía personal: la autonomía pública [8]. Esta se concreta en la participación de las personas con discapacidad en el debate público sobre las tecnologías, y en las fases de desarrollo de los artefactos tecnológicos, lo cual se basa en el apartado o) del Preámbulo de la Convención, y se concreta en varios de sus artículos.

V. CONCLUSIÓN

En esta comunicación tratamos de mostrar cómo la reflexión acerca del cambio en el ámbito tecnológico de la discapacidad debe motivar una reflexión paralela sobre los aspectos de la autonomía personal en los que tales tecnologías inciden. No se debe obviar la reflexión que aquí se expone, pues de hacerlo estaremos dejando al margen la consideración de un buen número de derechos recogidos en la Convención, con el consiguiente menoscabo de la consideración de las personas con discapacidad como ciudadanos de pleno derecho.

AGRADECIMIENTOS

Esta contribución se presenta dentro de los proyectos europeos INBOTS (Ref. 780073) y EXTEND (Ref. 779982), del Programa H2020, y del proyecto “Capacitismo” (FFI2017-88787-R) del Programa Retos del Plan Estatal Español de I+D+i.

REFERENCIAS

- [1] A. Honneth, *El derecho de la libertad. Esbozo de una eticidad democrática*, Madrid: Katz, 2014.
- [2] L. Winner, “Is there a right to shape technology?”, *Argumentos de Razón Técnica*, nº 10, 2007, pp. 305–328.
- [3] M. Nussbaum, *Las fronteras de la justicia*, Barcelona: Paidós, 2007.
- [4] A. Palacios, *El modelo social de la discapacidad: orígenes, caracterización y plasmación en la Convención Internacional sobre los Derechos de las Personas con Discapacidad*, Madrid: Ediciones Cinca, 2008.
- [5] L. Cayo y R. De Lorenzo (dirs.), *La Convención Internacional sobre los Derechos de las Personas con Discapacidad – 2006-2016: una década de vigencia*, Madrid: Ediciones Cinca, 2016.
- [6] *Convención sobre los Derechos de las Personas con Discapacidad y Protocolo Facultativo*. Nueva York: ONU, 2006.
- [7] J-C. Bublitz, “My Mind is Mine!? Cognitive Liberty as a Legal Concept”, in E. Hildt, A. Franke. (eds), *Cognitive Enhancement. Trends in Augmentation of Human Performance*, vol. 1, Dordrecht: Springer, 2013.
- [8] J. Habermas, *Facticidad y validez*, Madrid: Trotta, 2008.

Proposta de um Dispositivo de Estimulação Elétrica Funcional Expansível de Canais Independentes

C. Rodrigues, A. Ortiz, J. C. Moreno and J. L. Pons

Abstract—Estimulação Elétrica Funcional (FES) é uma técnica que aplica pulsos elétricos a músculos comprometidos ou paralisados para restaurar ou melhorar suas funções. Métodos que utilizam sistemas de FES estão cada vez mais sendo utilizados em reabilitação clínica e em pesquisa para produzir contrações musculares a partir de estímulo elétrico. As aplicações de dispositivos de FES vão de deformidade do pé equino à restauração de membro superior e inferior em pacientes com lesão medular. Esse artigo apresenta uma proposta de um sistema de FES de superfície de um só canal e expansível, ou seja, que possa ser conectado a outros, aumentando o número de saídas de estimulação do sistema. O objetivo desta proposta é desenvolver um estimulador de um só canal que possa ser acoplado com outros usando um protocolo de comunicação, onde as mensagens são enviadas por uma unidade de controle. Este projeto possibilita um dispositivo de FES com número de saída variável, sendo todos independentes entre si, o que leva à um sistema mais flexível e personalizado para o propósito e necessidades do usuário.

Palavras-Chave: Estimulação Elétrica Funcional, FES, Estimuladores.

I. INTRODUÇÃO

O termo Estimulação Elétrica Funcional (FES) foi patenteado por Moe e Post em 1967. A definição dada foi a de estimulação elétrica de um músculo privado de controle nervoso de forma a prover contração muscular e produzir um momento funcionalmente útil [1]. FES pode ser então, definido como a técnica que aplica pulsos elétricos em músculos paralisados para restaurar ou melhorar sua função [2].

O método de estimulação elétrica foi primeiramente utilizado por Liberson et al. [3] em 1961 para restaurar o nervo peroneal de pacientes hemiplégicos que sofrem de pé equino [4]. Desde então, este método vem sendo utilizado em diferentes áreas como para prevenir incontinência da bexiga e do intestino, reduzindo espasticidade, regulando ritmo cardíaco e melhorando membros paralisados [5]–[9].

Este trabalho é apoiado pelo projeto EXTEND (Bidirectional Hyper-Connected Neural System) fundado pela H2020 Tópico ICT 23-2017 sob o acordo de subvenção No 779982.

C. Rodrigues está com o Grupo de Neuroreabilitação do Conselho Superior de Investigações Científicas (CSIC), Madri, Espanha (e-mail: camila.rodriguez@cajal.csic.es).

A. Ortiz, está com o Grupo de Neuroreabilitação do Conselho Superior de Investigações Científicas (CSIC), Madri, Espanha (e-mail: andrea.ortiz@csic.es).

J. C. Moreno, está com o Grupo de Neuroreabilitação do Conselho Superior de Investigações Científicas (CSIC), Madri, Espanha (e-mail: jc.moreno@csic.es).

J. L. Pons, está com o Grupo de Neuroreabilitação do Conselho Superior de Investigações Científicas (CSIC), Madri, Espanha (e-mail: jose.pons@cajal.csic.es).

Devido ao uso crescente de FES, dispositivos estão cada vez mais sendo deselvovidos e pesquisados.

Breen et al. desenvolveram um estimulador programável e portátil de 2 canais com algoritmos para correção de pé equino assim como para assistência de fluxo sanguíneo [10]. Popovic et al. criaram o estimulador Compex Motion [11], o qual apresenta quatro canais de estimulação de corrente regulada e possui dois canais de entrada que podem ser configurados como analógicos ou digitais. Além disso, esse estimulador pode trabalhar com uma configuração paralela de dispositivos de estimulação, expandindo o número de canais de estimulação em múltiplos de quatro.

O objetivo do projeto EXTEND é desenvolver as ferramentas necessárias para realizar uma plataforma de interface neural bidirecional minimamente invasiva capaz de estimular distribuídamente e detectar atividade neuromuscular. Dessa forma, busca-se obter o que se refere como Sistema Neural Hyper-conectado bidirecional (BHNS), esses sistemas irão permitir a conexão entre uma rede de *wireless* estimuladores implantáveis e dispositivos e ferramentas externas [12]. O sistema de FES aqui proposto vai, então, ser utilizado nos estágios iniciais do projeto EXTEND, provendo uma rede de estimuladores superficiais que pode ser utilizada antes dos estimuladores implantáveis finais.

Será desenvolvido o estimulador de superfície de um canal que pode ser ligado a outros por um protocolo de comunicação, aqui proposto a comunicação CAN, controlado por uma unidade de controle. Este conceito torna possível fornecer um dispositivo de FES com canais de saída variáveis, sendo todos independentes entre eles.

Este artigo apresenta um sistema de FES com número variável de estimuladores de canal único que podem ser conectados entre si, proporcionando um sistema de estimulação com canais independentes, flexível e personalizado para o propósito e necessidades do usuário.

II. MATERIAL E MÉTODOS

O estimulador FES proposto neste artigo pode ser visto como um dispositivo de blocos extensíveis, onde um bloco pode ser interpretado como um estimulador de um canal e, cada bloco, pode ser ligado à outro, estendendo o sistema inicial.

Os dispositivos de FES serão controlados por um bloco mestre, ou unidade de controle. Este bloco será responsável por enviar os parâmetros de estimulação para os estimuladores.

A comunicação entre a unidade de controle e os estimuladores será realizada pelo protocolo de comunicação CAN.

Esse protocolo de comunicação é baseado em um esquema distribuído, onde há uma unidade de controle, permitindo transferência direta de dados entre dois ou mais nós sem mediação de um bloco mestre [13].

Na Figura 1 é mostrado uma simulação do sistema proposto, onde pode-se ver a unidade de controle ligada aos dispositivos de FES através do protocolo CAN.

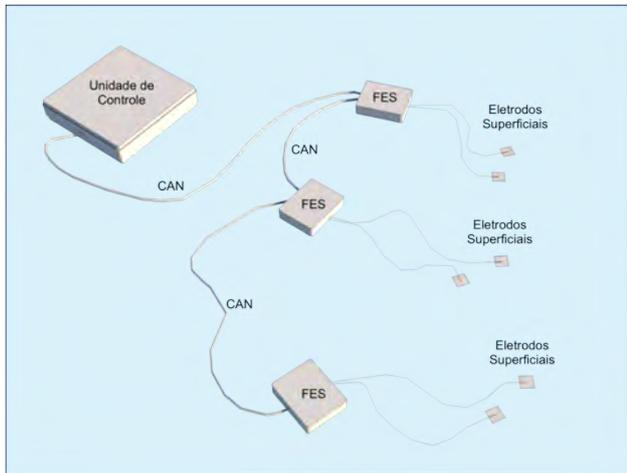


Fig. 1. Design do sistema proposto. A unidade de controle é o bloco mestre o qual está ligado aos outros blocos responsáveis pela estimulação. As mensagens entre os blocos vão ser transmitidas pelo protocolo de comunicação CAN.

O sistema de FES aqui proposto é planejado para possibilitar maior flexibilidade ao usuário. Essa flexibilidade pode ser alcançada já que, com apenas uma única unidade de controle, o usuário pode conectar diversos estimuladores de canal único. A quantidade máxima de estimuladores anexados será limitada pelo número de mensagens permitidas pelo protocolo de comunicação e o poder de processamento da unidade de controle.

III. DISCUSSÃO

O arranjo do sistema aqui apresentado pode fornecer algumas vantagens importantes.

Flexibilidade. O sistema de FES final não possui número fixo de canais de estimulação, este aspecto é definido pela necessidade do usuário. A flexibilidade proposta neste sistema leva a uma montagem personalizada para cada caso e paciente.

Saída não demultiplexada. Muitos dispositivos de FES, para fornecerem mais opções de canais de saída, demultiplexam um sinal de estimulação em diversos sinais de estimulação de saída. Este método pode levar a atrasos na saída do estimulador. O sistema de FES aqui proposto não realiza tal ação, já que apresenta um sinal de saída direto.

Canais Independentes. Diferentemente da maioria dos estimuladores atuais, esta proposta possibilita um estimulador com todos seus canais independentes entre si, o que significa que cada sinal de saída terá seu próprio terra. Esta característica permite estimulação muscular local e independente, evitando queimaduras galvânicas.

IV. CONCLUSÃO

A técnica de FES está sendo progressivamente sendo utilizada em reabilitação clínica e pesquisa para produzir contrações musculares a partir de estímulos elétricos.

O sistema de FES aqui proposto apresenta um conceito diferente dos estimuladores utilizados neste momento. Sua disposição provê flexibilidade, independência entre seus canais e facilidade de uso, tornando esta proposta promissora na área de desenvolvimento de dispositivos de FES.

O arranjo deste estimulador permite futura implementação de um sensor de EMG em cada bloco independente, usando comunicação CAN tanto para enviar parâmetros quanto para ler sinais de EMG.

V. AGRADECIMENTOS

Este trabalho é apoiado pelo projeto EXTEND (Bidirectional Hyper-Connected Neural System) fundado pela H2020 Tópico ICT 23-2017 sob o acordo de subvenção No 779982.

REFERENCES

- [1] J. H. MOE and H. W. POST, "Functional electrical stimulation for ambulation in hemiplegia," *The Journal-lancet*, vol. 82, pp. 285–8, jul 1962.
- [2] R. Brehna, I. Turtureanu, S. Lozovanu, V. Ojog, A. Ganenco, and O. Arnaut, "Functional electrical stimulation," in *2nd International Conference on Nanotechnologies and Biomedical Engineering*, 2013.
- [3] W. T. LIBERSON, H. J. HOLMQUEST, D. SCOT, and M. DOW, "Functional electrotherapy: stimulation of the peroneal nerve synchronized with the swing phase of the gait of hemiplegic patients," *Archives of physical medicine and rehabilitation*, vol. 42, pp. 101–5, feb 1961.
- [4] B. Broderick, P. Breen, and G. Ólaighin, "Electronic stimulators for surface neural prosthesis," *Journal of Automatic Control*, vol. 18, no. 2, pp. 25–33, 2008.
- [5] D. Graupe and K. H. Kohn, "Functional neuromuscular stimulator for short-distance ambulation by certain thoracic-level spinal-cord-injured paraplegics," *Surgical Neurology*, vol. 50, no. 3, pp. 202–207, 1998.
- [6] P. H. Peckham and J. S. Knutson, "Functional Electrical Stimulation for Neuromuscular Applications," *Annual Review of Biomedical Engineering*, vol. 7, no. 1, pp. 327–360, 2005.
- [7] A. Prochazka, M. Gauthier, M. Wieler, and Z. Kenwell, "The bionic glove: An electrical stimulator garment that provides controlled grasp and hand opening in quadriplegia," *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, vol. 78, no. 6, pp. 608–614, 1997.
- [8] L. R. Sheffler and J. Chae, "Neuromuscular electrical stimulation in neurorehabilitation," *Muscle & Nerve*, vol. 35, pp. 562–590, may 2007.
- [9] P. Ghosh, A. Mazumder, A. Banerjee, and D. Tibarewala, "Electromyography-Based Functional Electrical Stimulation (FES) in Rehabilitation," No. January 2015, pp. 337–355, 2018.
- [10] P. P. Breen, G. J. Corley, D. T. O’Keeffe, R. Conway, and G. Ólaighin, "A programmable and portable NMES device for drop foot correction and blood flow assist applications," *Medical Engineering and Physics*, vol. 31, no. 3, pp. 400–408, 2009.
- [11] M. R. Popovic and T. Keller, "Modular transcutaneous functional electrical stimulation system," *Medical Engineering and Physics*, vol. 27, no. 1, pp. 81–92, 2005.
- [12] J. L. Pons, D. Farina, A. Ivorra, K.-P. Hoffmann, F. Grandas, F. Thorsteinsson, and A. Gil-Agudo, "EXTEND, Bidirectional Hyper-Connected Neural Systems."
- [13] S. A. Shweta, D. P. Mukesh, and B. N. Jagdish, "Implementation of Controller Area Network (CAN) Bus (Building Automation)," pp. 507–514, 2011.