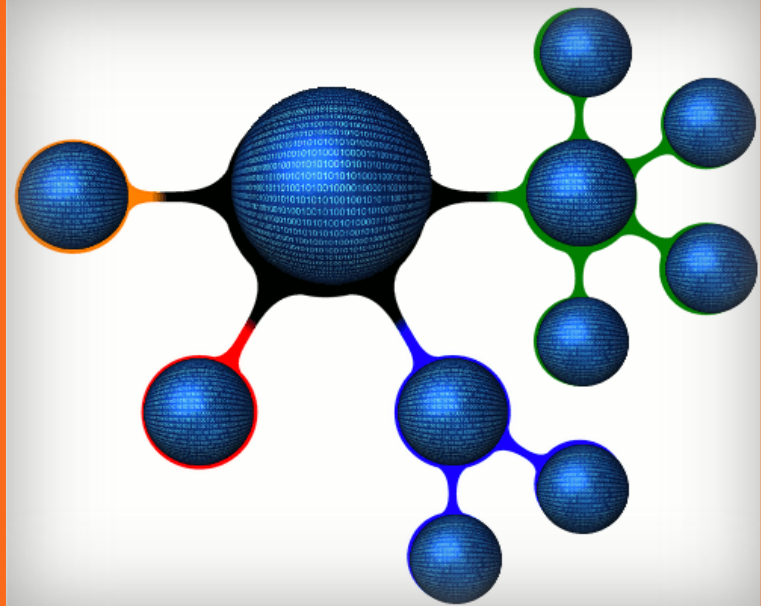


Miguel Ángel López Gordo  
Eva María de la Plaza Hernández  
(Eds.)

# Cognitive Area Networks



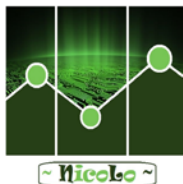
Cognitive Area Networks  
vol. 4, nº 1, Junio 2017  
© Asociación Nicolo  
([www.nicolo.es](http://www.nicolo.es))  
ISSN: 2341-4243



Miguel Ángel López Gordo  
Eva María de la Plaza Hernández (Eds.)

# Cognitive Area Networks

9º Simposio CEA de Bioingeniería 2017  
Interfaces Cerebro-Máquina. Neurotecnologías para la  
Asistencia y la Rehabilitación  
Barcelona, 2017



Asociación Nicolo  
[www.nicolo.es](http://www.nicolo.es)  
ISSN: 2341-4243

© Asociación Nicolo ([www.nicolo.es](http://www.nicolo.es))  
Churriana de la Vega (Granada), 2017



## **EDITORES**

Miguel Ángel López Gordo.

Asociación Nicolo ([www.nicolo.es](http://www.nicolo.es)). e-mail: malg@nicolo.es

Eva María de la Plaza Hernández.

Asociación Nicolo ([www.nicolo.es](http://www.nicolo.es)). e-mail: emph@nicolo.es

## **ORGANIZACIÓN**

### **Comité organizador**

Prof. Ramón Ceres (CSIC - Grupo de Bioingeniería)

Dr. Javier P. Turiel (Fundación CARTIF)

Prof. Pere Caminal (UPC)

Dr. Miguel Angel Mañanas

Dr. Jose M<sup>a</sup> Azorín (UMH)

Jaume López (Institut Guttmann)

Eloy Opisso (Institut Guttmann)

Joan Vidal (Institut Guttmann)

### **Comité Científico**

Miguel Ángel Mañanas (UPC)

José María Azorín (UMH)

Ramón Ceres (CSIC)

Javier P. Turiel (CARTIF)

Pere Caminal (UPC)

## TABLA DE CONTENIDOS

<b>ANÁLISIS DE SEÑALES FISIOLÓGICAS Y DE LA ENERGÍA DESARROLLADA POR SUJETOS, DURANTE LA INTERACCIÓN CON EL ROBOT PHYSIOBOT, PARA LA CARACTERIZACIÓN DE ESTADOS PSICO-FISIOLÓGICOS.....</b>	<b>1</b>
<i>Pablo Francisco Viñas, Javier Pérez Turiel, Rubén Alonso Alonso, Mar Hernández Melero, Juan Carlos Fraile Marinero, Alejandro Cuadra Oza</i>	
<b>REHABILITACIÓN MOTORA DEL ICTUS MEDIANTE RETROALIMENTACIÓN VISUAL Y ESTIMULACIÓN MUSCULAR UTILIZANDO UNA INTERFAZ CEREBRO-COMPUTADORA .....</b>	<b>7</b>
<i>Josep Dinarès-Ferran, Woosang Cho, Marc Sebastián-Romagosa, Begonya Otal, Jordi Solé-Casals y Christoph Guger</i>	
<b>EVALUACIÓN PRELIMINAR DE LA INFLUENCIA DE TDCS EN PROCESOS COGNITIVOS .....</b>	<b>13</b>
<i>Silvia Moreno, Marisol Rodríguez-Ugarte, Eduardo Iáñez, Mario Ortiz, José M. Azorín</i>	
<b>USE OF FREQUENCY FEATURES OF HD-EMG IN IDENTIFICATION OF UPPER-LIMB MOTOR TASK.....</b>	<b>19</b>
<i>Mislav Jordanić, Mónica Rojas-Martínez, Miguel Ángel Mañanas, Joan Francesc Alonso</i>	
<b>VALIDACIÓN DEL DISPOSITIVO LEAP MOTION PARA SU APLICACIÓN EN PACIENTES CON TETRAPLEJIA .....</b>	<b>25</b>
<i>Ana de los Reyes-Guzmán, Vicente Lozano-Berrio, Miriam Salas-Monedero, Angel Gil-Agudo</i>	
<b>COMPARACIÓN DE ESTRATEGIAS DE IMAGINACIÓN MOTORA EN INTERFACES CEREBRO COMPUTADOR: APLICACIÓN AL CONTROL DE UNA PINZA NEUMÁTICA.....</b>	<b>31</b>
<i>Eduardo Quiles, Gemma Candela, Álvaro Uriel, Martín Mellado, Ferran Suay</i>	
<b>ABLE: ASSISTIVE BIOROBOTIC LOW-COST EXOSKELETON .....</b>	<b>37</b>
<i>Josep M. Font-Llagunes, Alfons Carnicero-Carmona, Joan Vidal, Daniel Clos, Urbano Lugrís, F. Javier Alonso, Javier Cuadrado</i>	
<b>PHYSIOTHERAPY TREATMENTS AND TECHNIQUES FOR THE IMPROVEMENT OF CHILDREN WITH CEREBRAL PALSY: A SYSTEMATIC REVIEW.....</b>	<b>43</b>
<i>P. Laccourreye, C. Sánchez, R. Raya, A. Otero</i>	
<b>SISTEMA BCI MULTIUSUARIO .....</b>	<b>49</b>
<i>Jesús Minguillón, Christian Morillas, Francisco Pelayo, M. Ángel López-Gordo</i>	
<b>COMPARACIÓN DE MÉTODOS DE ESTIMACIÓN ESPECTRAL PARA SEÑALES NEURALES DE MICROELECTRODOS OBTENIDAS DE PACIENTES CON PARKINSON.....</b>	<b>55</b>
<i>Ángeles Tepper, Mauricio Carlos Henrich, Luciano Schiaffino, Alfredo Rosado Muñoz, Juan Guerrero Martínez, Antonio Gutiérrez e Irene Martínez Torres</i>	
<b>DEVELOPMENT OF BRAIN-COMPUTER INTERFACE BASED ON VISUAL IMAGINATION .....</b>	<b>61</b>
<i>Fabio R. Llorella Costa, Gustavo Patow, José M. Azorín</i>	
<b>ANÁLISIS EXPLORATORIO DEL MARGEN DE ESTABILIDAD APLICADO A LA MARCHA ASISTIDA CON EXOESQUELETO ROBÓTICO.....</b>	<b>65</b>
<i>Antonio J. del-Ama, Juan F. Estebaranz-Llorente, Elisa Piñuela-Martín, Diego Torricelli, Vicente Lozano-Berrio, Ángel Gil-Agudo, José L. Pons, y Juan C. Moreno</i>	
<b>MULTI-OBJECTIVE OPTIMIZATION FOR P300-BASED CHANNEL SELECTION .....</b>	<b>73</b>
<i>Víctor Martínez-Cagigal, Roberto Hornero</i>	

<b>MINIMAL CONSCIOUSNESS STATE: A P300 AND MOTOR IMAGERY BRAIN-COMPUTER INTERFACE FOR ASSESMENT &amp; COMMUNICATION .....</b>	<b>79</b>
<i>Begonya Otal, Frederic Pellas, François Feuvrier, Ren Xu, Woosang Cho, Brendan Z. Allison, Christoph Guger</i>	
<b>UN VIDEOJUEGO SERIO PARA EL ESTUDIO DE EXPRESIONES FACIALES EN PERSONAS CON AUTISMO .....</b>	<b>85</b>
<i>Silvia Ramis, Francisco J. Perales, Marc Campins, Inma Riquelme</i>	
<b>EVALUACIÓN DE DESEMPEÑO DE UN SISTEMA BASADO EN INTERFAZ CEREBRO COMPUTADORA POR IMAGINERÍA MOTORA Y REALIDAD VIRTUAL: CAMBIOS ENTRE Y DURANTE LAS SESIONES DE USO.....</b>	<b>93</b>
<i>Carolina B. Tabernig, Lucía C. Carrere, Leandro G. Escher, Gerardo. G. Gentiletti y Erika G. Spaich</i>	
<b>TERAPIA DE REHABILITACIÓN DE PACIENTES POST ICTUS BASADA EN INTERFACES CEREBRO-COMPUTADORAS Y ESTIMULACION ELECTRICA FUNCIONAL: UN ESTUDIO CLINICO PRELIMINAR.....</b>	<b>99</b>
<i>Carolina B. Tabernig, Camila Lopez, Lucía C. Carrere y Carlos H. Ballario</i>	
<b>FROM ARM SUPPORTS TO EXERCISE DEVICES FOR PEOPLE WITH DUCHENNE MUSCULAR DYSTROPHY .....</b>	<b>105</b>
<i>Joan Lobo Prat</i>	
<b>CONTROL DE ROBOTS EN NEUROREHABILITACIÓN. DESDE SENSORES NEURALES A SENSORES PORTABLES.....</b>	<b>109</b>
<i>A. Casals, J. Aranda, L.M. Muñoz, M. Vinagre, A.B. Martínez, R. Jané y J. Amat</i>	
<b>ESTUDIO NEUROFISIOLÓGICO SOBRE LOS EFECTOS DE LA LEVODOPA EN PACIENTES CON LA ENFERMEDAD DE PARKINSON PARA SU APLICACIÓN A UNA ESTRATEGIA DE NEUROMODULACIÓN BASADA EN REALIDAD VIRTUAL.....</b>	<b>115</b>
<i>J. Ignacio Serrano, M. Dolores del Castillo, Eduardo Rocon, J.P. Romero, Lucía Esteban, M.P. Fernández</i>	

# ANÁLISIS DE SEÑALES FISIOLÓGICAS Y DE LA ENERGÍA DESARROLLADA POR SUJETOS, DURANTE LA INTERACCIÓN CON EL ROBOT PHYSIOBOT, PARA LA CARACTERIZACIÓN DE ESTADOS PSICO-FISIOLÓGICOS

Pablo Francisco Viñas  
Fundación CARTIF, Valladolid, España, pabvin@cartif.es

Javier Pérez Turiel  
ITAP- Universidad de Valladolid, España, turiel@eis.uva.es

Rubén Alonso Alonso  
Fundación CARTIF, Valladolid, España, rubalo@cartif.es

Mar Hernández Melero  
Fundación CARTIF, Valladolid, España, marhdezmelero@gmail.com

Juan Carlos Fraile Marinero  
ITAP- Universidad de Valladolid, España, jcfraile@eis.uva.es

Alejandro Cuadra Oza  
Fundación CARTIF, Valladolid, España, alecua@cartif.es

## Resumen

Este trabajo analiza y compara la potencialidad de diferentes índices obtenidos a partir de señales fisiológicas como son la Variabilidad de la Frecuencia Cardíaca (HRV), la conductividad de la piel (GSR) y la temperatura de la piel (SKT) combinada con el trabajo (energía) desarrollada en la interacción del Robot PHYSIOBOT, para la caracterización de los estados psico-fisiológicos en un grupo de voluntarios sanos. La determinación de los estados psico-fisiológicos se realizó mediante el test SAM (test de auto-evaluación basada en dibujos esquemáticos) y se complementó mediante el registro de las tres señales fisiológicas. Nos centramos en el análisis comparativo para evaluar su utilidad del estado psico – emocional de los individuos que interactúan con el Robot Physiobot.

**Palabras Clave:** Robótica, Aplicación Médica, Rehabilitación Neuro-Motora, Señales Fisiológicas, Test SAM, Manipulador Cartesiano, Ergonomía, control háptico.

## 1 INTRODUCCIÓN

Este trabajo se circunscribe a un estudio para caracterizar los estados físicos-emocionales de los sujetos que interactúan con el robot Physiobot.

El sistema nervioso autónomo (SNA) refleja las emociones en términos de parámetros fisiológicos, tales como la frecuencia cardíaca, la conductividad de la piel, la respiración y la temperatura corporal [1]. Por lo tanto, las respuestas fisiológicas del SNA son indicadores que pueden ser utilizados para determinar si una persona está bajo estrés o relajación.

El análisis de las señales fisiológicas, ha sido ampliamente estudiado y existe una amplia literatura científica que estudia el estrés psicológico y la ansiedad [2]. En estos trabajos se indican una gran cantidad de factores que pueden influir en la tendencia de los diferentes parámetros y esto es un campo de trabajo muy activo en la actualidad por que puede tener múltiples aplicaciones. Utilizando el análisis de los parámetros biométricos que caracterizan la actividad del SNA. También se han desarrollado trabajos sobre la caracterización de los estados psico-emocionales de sujetos que interactúan con robots de rehabilitación [3, 4 y 5].

En este trabajo presentamos los resultados de las pruebas de la interacciones de un grupo de sujetos sanos con el robot Physiobot, añadiendo al análisis parámetros cinemáticos y dinámicos, con el fin de tratar de inferir los diferentes estados psico-emocionales-físicos de los sujetos que interactúa con el robot.



## 2 MATERIALES Y MÉTODOS

### 2.1 ROBOT PHYSIOBOT

El robot Physiobot, utilizado en el estudio, es un robot háptico planar equipado con un sensor de fuerza/torque, modelo JR3, montado sobre un efector final, que asiste a los voluntarios durante la realización de las terapias. El Robot Physiobot ofrece diferentes tipos de terapias orientadas a la Neuro-rehabilitación de pacientes con trastornos en los patrones motores de los movimientos. Algunas terapias permiten desarrollar movimientos repetitivos, que son de utilidad para pacientes con un grado avanzado de lesión y brinda otros tipos de terapias activas que implementan el paradigma de asistir a los movimientos según la necesidad del paciente (Paradigma assist as need), para tratar de estimular la plasticidad neuronal y que los pacientes traten de recuperar los patrones motores de los movimientos.

El Robot Physiobot tiene la posibilidad de integrarse con la solución Grador de rehabilitación cognitiva y con el Sistema de Gestión de Información, conformando la solución E2REBOT, de esta manera se puede utilizar para ofrecer una gama extendida de terapias para diferentes necesidades terapéuticas presentes en diferentes patologías. [6]

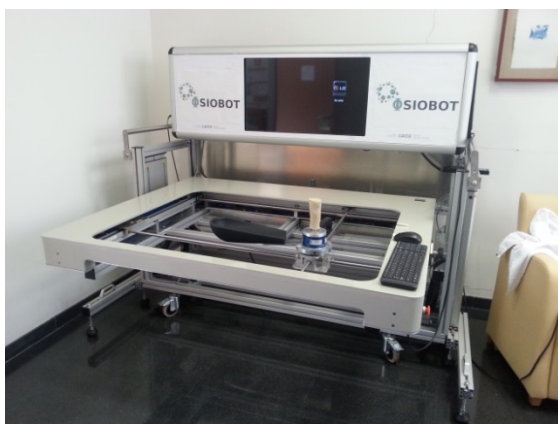


Figura 1: Robot Physiobot

### 2.2 TERAPIA ACTIVA ASISTIDA

La terapia Activa Asistida tiene como objetivo que el paciente mueva la mano hasta alcanzar el ratón que se mueve en la pantalla.

Para “tocar” al ratón, el paciente deberá intentar que la mano y el ratón ocupen el mismo espacio. El ratón se mueve de manera autónoma y errática, huyendo rápidamente cuando es alcanzado. El sujeto aumenta su puntuación cuando logra hacer coincidir ambos objetos en el mismo espacio y se mide en [ms].

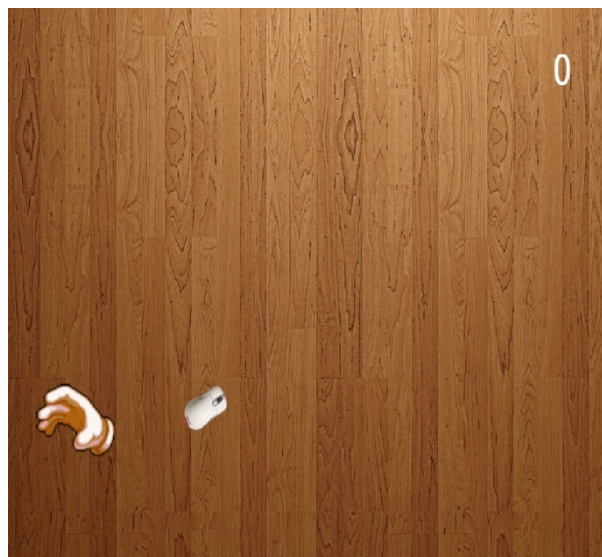


Figura 2: Terapia Activa Asistida

Se puede modificar la dificultad de esta terapia en tres niveles: ‘Fácil’, ‘Medio’ y ‘Difícil’, este es un parámetro que define la rapidez con la que se escapa el ratón, es decir a mayor dificultad es mayor la rapidez con la que el ratón se mueve por la pantalla. Se configuró según la experiencia que disponemos para que sean ejercicios que se puedan diferenciar de manera clara para sujetos sanos que interactúen con el robot.

### 2.3 POBLACIÓN

Los voluntarios fueron 47 sujetos sanos, de los cuales 23 eran mujeres y 24 eran hombres. La edad media de los voluntarios fue de 37,27 años con una desviación estándar de 7,52 años, el peso medio fue de 70,85 Kg mientras que la desviación estándar fue de 16,16 Kg, la altura fue de 171,06 cm con una desviación estándar de 9,04 cm.

## 3 PROTOCOLO DEL ESTUDIO

Durante todo el experimento se registraron 3 señales biomédicas ECG, EKT y GSR. Y en los periodos de relajación se le solicitó al paciente que respondiera el test SAM.

Las señales fisiológicas se registraron mediante el uso de un sistema Biopac MP100. Todas las señales se almacenaron en archivos codificados, mientras los parámetros cinemáticos y dinámicos de las terapias fueron almacenados en una base de datos relacional (SQL SERVER 2012).

El test SAM, es un test muy simple que se basa en pictogramas y sirve para caracterizar 3 niveles psico-emocionales de los sujetos ante un estímulo, la “Valencia”, nivel de agrado o desagrado que provoca un estímulo, el “Umbral”, el nivel de estrés que

provoca un estímulo y el “Dominio” nivel de control que ha tenido sobre un estímulo. Cada uno de los ejes presenta 9 pictogramas que corresponden a 9 niveles diferentes. Para evitar influir en la respuesta de los voluntarios, se realizó una grabación de audio con la explicación del test que se reproduce las veces necesarias hasta que el sujeto entendía cómo debía responder.

La primera etapa fue una etapa de registro basal que tuvo una duración de 5 (min) en esta el sujeto solo tuvo que completar el test SAM. Seguidamente se le aplicó una terapia “Activa Asistida” de dificultad fácil de una duración de (5 min). Una vez acabada esta terapia se le pidió al paciente que responda un segundo test SAM y que se relajara durante (5 min). Posteriormente se sometió al sujeto a una segunda sesión terapéutica de la terapia “Activa Asistida” de dificultad difícil, con una duración de (5 min). Para finalizar solicitando al paciente que responda el tercer test SAM y que se relaje durante unos 5 (min).

## 4 RESULTADOS

### 4.1 DESPLAZAMIENTO, PUNTUACIÓN y ENERGÍA

Los resultados que se presentan en este apartado son los relacionados con parámetros cinemáticos y dinámicos como resultado de la interacción de los sujetos con el Robot Physiobot, durante las dos etapas que realizaron las terapias.

El desplazamiento total es el desplazamiento que realizó el conjunto empuñadura del Robot y la mano del voluntario durante la sesión terapéutica.

La Energía Positiva, es la energía que entregó voluntario para realizar la terapia, cuando la fuerza era en el mismo sentido que el desplazamiento del conjunto empuñadura – mano del voluntario.

La Energía Negativa, es la energía que entregó voluntario para realizar la terapia, cuando la fuerza era en el sentido contrario al desplazamiento del conjunto empuñadura – mano del voluntario, asociada a frenar la inercia del conjunto.

La Energía Total, es la suma de la Energía Positiva y la Negativa, y es la que entregó el paciente durante toda la terapia.

Tabla 1: Resultados de la Terapia “Activa Asistida con dificultad Fácil.

Parametro	Media	Desviación Estandard
Desplazamiento Total	57,00 [m]	8,44 [m]

Puntuación	80230,75 [ms]	7629,05 [ms]
Energía Positiva Paciente	388,97 [jul]	86,89 [jul]
Energía Negativa Paciente	2,22 [jul]	8,74 [jul]
Energía Total Paciente	391,19 [jul]	91,27 [jul]

Tabla 2: Resultados Cinemáticos y Dinámicos de la Terapia “Activa Asistida con dificultad Difícil.

Parametro	Media	Desviación Estandard
Desplazamiento Total	154,14[m]	41,268[m]
Puntuación	11838,5 [ms]	2816,07[ms]
Energía Positiva Paciente	1938,51 [jul]	792,78[jul]
Energía Negativa Paciente	66,20 [jul]	59,64 [jul]
Energía Total Paciente	2004,72 [jul]	845,96[jul]

En las siguientes graficas los puntos rojos corresponden a la terapia fácil y los puntos azules a las terapias difíciles realizadas por los mismos pacientes.

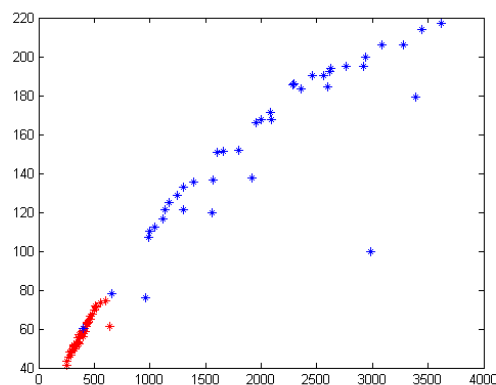


Figura 3: Desplazamiento Total [m] en función la Energía Total [jul]

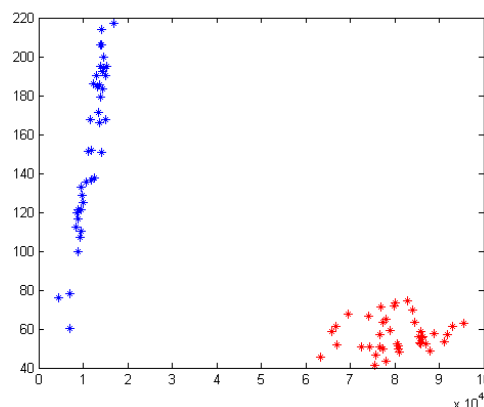


Figura 3: Desplazamiento Total [m] en función del Puntaje [ms]

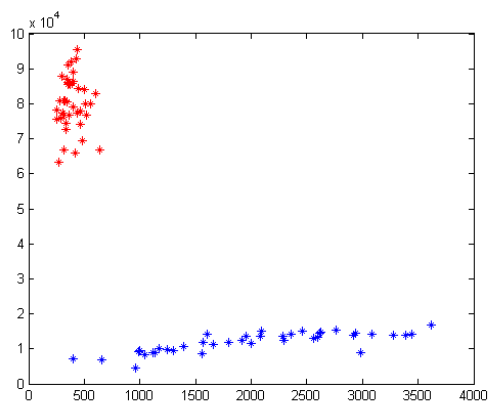


Figura 4: Puntaje [ms] en función en función la Energía Total [jul]

## 4.2 TEST SAM

En nuestro caso los estímulos que se midieron con el test SAM fueron la situación de participar en esta experiencia, que se consideró como registro Basal, el test que pasa el paciente inmediatamente al finalizar la intervención 1 con una terapia de nivel “Fácil” y al finalizar la intervención 2 con una terapia de nivel “Difícil”.

Tabla 3: SAM para el estado Basal.

Parámetro	Media	Desviación Estándar
Valencia	7.12	1.49
Umbral	2.62	1.63
Dominio	6.57	1.84

Tabla 4: SAM para la Terapia 1.

Parámetro	Media	Desviación Estándar
Valencia	7.40	1.45
Umbral	2.50	1.48
Dominio	7.52	1.36

Tabla 5: SAM para la Terapia 2.

Parámetro	Media	Desviación Estándar
Valencia	7.3	1.16
Umbral	3.62	2.02
Dominio	6.05	1.66

Como la dispersión de las respuestas era amplia se decidió referenciar la respuesta de cada etapa de intervención con la respuesta basal, restando al nivel de intervención 1 o 2, con el nivel en el que estaba el

sujeito en su estado basal. También se comparó los resultados de las intervenciones entre sí, realizando la diferencia del nivel en la intervención 2 con el resultado de la intervención 1.

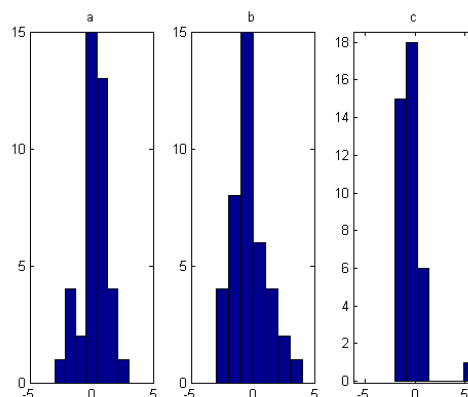


Figura 5: Histogramas del eje Valencia del Test SAM (a) Diferencia de la Terapia 1 con el estado Basal, (b) Diferencia de la Terapia 2 con el estado Basal, (c) Diferencia de la Terapia 2 con la Terapia 1

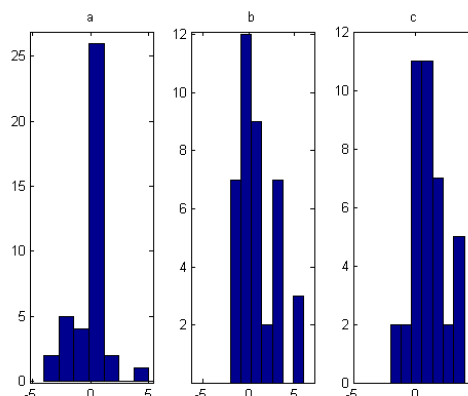


Figura 6: Histogramas del eje Umbral del Test SAM (a) Diferencia de la Terapia 1 con el estado Basal, (b) Diferencia de la Terapia 2 con el estado Basal, (c) Diferencia de la Terapia 2 con la Terapia 1

Para todos los resultados del Test SAM se aplicó el test t de Student para hipótesis nula para evaluar la media para dos clases apareadas:

- Para el eje valencia no se obtuvieron diferencias significativas entre ninguna de las comparaciones.
- Para el eje Umbral se obtuvieron diferencias significativas inferiores a  $p=0,01$  para la comparación del Umbral en la Terapia 2 con el Registro Basal ( $p=0,003$ ) y entre la Terapia 2 y la Terapia 1 ( $p=0,00005$ ).
- Para el eje Dominio se obtuvieron diferencias significativas inferiores a  $p=0,01$  para la comparación del Dominio en

la Terapia 1 con el Registro Basal ( $p=0,001$ ) y entre la Terapia 2 y la Terapia 1 ( $p=0,000003$ )

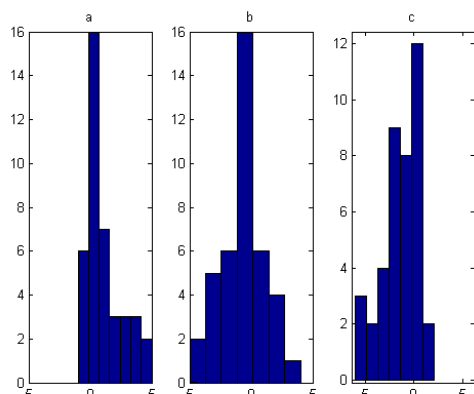


Figura 7: Histogramas del eje Dominio del Test SAM (a) Diferencia de la Terapia 1 con el estado Basal, (b) Diferencia de la Terapia 2 con el estado Basal, (c) Diferencia de la Terapia 2 con la Terapia 1

### 4.3 PARÁMETROS FISIOLÓGICOS

Para la respuesta galvánica de la piel se procesó el SCR, para la temperatura periférica de la piel se procesó el SKT, Media de los RR, SDNN, RMSSD, pnn50,

Tabla 6: Parámetros fisiológicos del estado Basal.

Parámetro	Media	Desviación Estándar
SCR	16.02	7.44
SKT	25.65[°C]	2.75[°C]
Media de los RR	0.94 [s]	0.13 [s]
SDNN	0.082[s]	0.029[s]
RMSSD	0.0549[s]	0.0318[s]
pnn50	13.77 [%]	8.88 [%]
LFNorm	47.70 [un]	8.05 [un]
HFNorm	49.82 [un]	8.35 [un]
LF/HF	1.01	0.32

Tabla 7: Parámetros fisiológicos de la Terapia 1.

Parámetro	Media	Desviación Estándar
SCR	15.87	11.54
SKT	25.64 [°C]	3.15 [°C]
Media de los RR	0.83 [s]	0.10 [s]
SDNN	0.057 [s]	0.021 [s]
RMSSD	0.040 [s]	0.037 [s]
pnn50	8.93 [%]	10.35 [%]
LFNorm	49.72 [un]	10.14 [un]
HFNorm	47.98 [un]	10.40 [un]
LF/HF	1.13	0.48

Tabla 8: Parámetros fisiológicos de la Terapia 1.

Parámetro	Media	Desviación Estándar
SCR	20.475	12.90
SKT	26.07 [°C]	3.84 [°C]
Media de los RR	0.74 [s]	0.09 [s]
SDNN	0.05 [s]	0.016 [s]
RMSSD	0.034[s]	0.035[s]
pnn50	4.61 [%]	8.46 [%]
LFNorm	51.64 [un]	10.87 [un]
HFNorm	45.86 [un]	11.04 [un]
LF/HF	1.27	0.63

Para todos los resultados de los parámetros fisiológicos se aplicó el test t de Student para hipótesis nula para evaluar la media para dos clases apareadas:

- Para el SCR se obtuvo una diferencia significativa con una  $p=0.02$  de la comparación de la Terapia 2 y el registro Basal, también se encontró una diferencia significativa con una  $p=0.0032$  en la comparación de las dos terapias.
- Para el SKT no se obtuvieron diferencias significativas entre ninguna de las comparaciones.
- Para la comparación de la media de los RR se obtuvieron resultados significativos en todas las comparaciones, entre la Terapia 1 y la etapa Basal  $p= 3.3962e-12$ . Entre la Terapia 2 y la etapa Basal=  $2.7716e-12$ . Entre la dos terapias la  $p= 8.2170e-12$ .
- Para SDNN se obtuvieron índices significativos en la comparación de la Terapia 1 y la etapa Basal  $p= 1.6955e-08$ . En la comparación Terapia 2 y la etapa Basal la  $p= 2.2943e-08$ .
- Para RMSSD se obtuvieron índices significativos en la comparación de la Terapia 1 y la etapa Basal  $p= 3.0282e-06$ . En la comparación Terapia 2 y la etapa Basal la  $p= 2.3658e-07$ . Mientras que en la comparación entre las dos terapias la fue de  $p= 0.0334$ .
- Para pnn50 se obtuvieron índices significativos en la comparación de la Terapia 1 y la etapa Basal  $p= 3.4350e-04$ . En la comparación Terapia 2 y la etapa Basal la  $p= 7.4804e-07$ . Mientras que en la comparación entre las dos terapias la fue de  $p= 7.3755e-05$ .
- Para LFNorm se obtuvieron índices significativos en la comparación de la Terapia 2 y la etapa Basal  $p= 0.0266$ .
- Para HFNorm se obtuvieron índices significativos en la comparación de la Terapia 2 y la etapa Basal  $p= 0.0236$ .

- Para HFNorm se obtuvieron índices significativos en la comparación de la Terapia 2 y la etapa Basal  $p=0.0120$ .

## 5 DISCUSIÓN

Los parámetros de la interacción física/mecánica permite obtener información de utilidad para analizar la evolución de las terapias. Como por ejemplo a partir de estos parámetros se puede observar los pacientes que han tenido un rendimiento inferior a la media, esto se puede deber a que la terapia era más difícil que su capacidad o que pasó algo durante la terapia o el sujeto no estuvo comprometido a dar un máximo de su capacidad. Se ha observado que la Energía Negativa en la Terapia Fácil representa un 0,0056% de la Energía Total, mientras que la Energía Negativa en la Terapia Difícil representa un 0.033% de la Energía Total, esto significa que en esta etapa el sujeto tuvo que incrementar el trabajo para contrarrestar la inercia del sistema.

En el test SAM se obtuvo una dispersión grande entre las respuestas de los pacientes y da una tendencia del estado emocional, a pesar de ser el test más aceptado hay una gran variabilidad en la percepción entre los voluntarios.

Los parámetros fisiológicos tienen potencialidad pero necesitan un procesamiento importante y es necesario trabajar con estos parámetros para tratar de encontrar modelos que permitan caracterizar los diferentes estados fisiológicos que expliquen los estrados físicos y emocionales.

## 6 CONCLUSIONES

El experimento se planteó para caracterizar las interacciones entre los voluntarios y el robot, a partir de los resultados obtenidos se puede establecer que los parámetros que se seleccionaron tienen potencial para caracterizar estas diferencias, en los tres ámbitos planteados que son la interacción física/mecánica entre el Robot y el sujeto, la caracterización emocional a partir del test SAM y fisiológico a partir de los parámetros que se procesaron.

A partir de estos resultados contamos con un conjunto de pruebas para caracterizar la interacción hombre máquina de voluntarios sanos. A partir de estos resultados podremos compararlos con resultados que obtengamos de pacientes.

### Referencias

[1] S. D. Kreibig. Autonomic nervous system activity in emotion: A review. *Biological Psychology* 84 (2010) pages 394-421.

[2] Task Force of the European Society of Cardiology and the North American Society for Pacing and Electrophysiology. *Circulation* 1996;93: 1043-65.

[3] Guerrero, C. R., Fraile, J.C., Turiel, J. P., & Farina, P. R. (2010, August). Bio cooperative robotic platform for motor function recovery of the upper limb after stroke. In *Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC), 2010 Annual International Conference of the IEEE* (pp. 4472-4475). IEEE.

[4] Novak, D., Mihelj, M., Zihelr, J., Olenšek, A., & Munih, M. (2011). Psychophysiological measurements in a biocooperative feedback loop for upper extremity rehabilitation. *Neural Systems and Rehabilitation Engineering, IEEE Transactions on*, 19(4), 400-410.

[5] Francisco Javier Badesa, Ricardo Morales, Nicolas M. Garcia-Aracil, Jose M. Sabater, Loredana Zollo, Eugenia Papaleo, and Eugenio Guglielmelli. Dynamic Adaptive System for Robot-Assisted Motion Rehabilitation. *IEEE Systems Journal* ( Volume: 10, Issue: 3, Sept. 2016 ) Page(s): 984 - 991

[6] Pablo F. Viñas, Rubén Alonso Alonso, Alejandro Cuadrado Oza, Javier Pérez Turiel, Juan Carlos Fraile, Lipsa Laurentiu, Félix Nieto Palomo, Manuel Franco, Maria Teresa Cid Bartolome, Susana San Martín, José Miguel Toribio Guzmán, Laureano Ayuso Gómez, Paloma Sánchez. Plataforma Robótica para rehabilitación múltiple E2REBOT. *Jornadas Nacionales de Robótica. Spanish Robotics Conference 8-9 Junio 2017.*

# REHABILITACIÓN MOTORA DEL ICTUS MEDIANTE RETROALIMENTACIÓN VISUAL Y ESTIMULACIÓN MUSCULAR UTILIZANDO UNA INTERFAZ CEREBRO-COMPUTADORA

Josep Dinarès-Ferran<sup>1,3</sup> (dinares@gtec.at)

Woosang Cho<sup>2</sup>, Marc Sebastián-Romagosa<sup>1</sup>, Begonya Otal<sup>1</sup>, Jordi Solé-Casals<sup>3</sup> y Christoph Guger<sup>1,2</sup>

<sup>1</sup>g.tec medical engineering Spain SL, C/ Plom 5, 08038 Barcelona, España

<sup>2</sup>g.tec medical engineering GmbH, Sierningstrasse 14, 4521 Schiedlberg, Austria

<sup>3</sup>Universitat de Vic - Universitat Central de Catalunya, C/ de la Laura 13 08500, Vic, España

## Resumen

*Las interfaces cerebro-computadora (ICC) son capaces de medir la actividad cerebral para generar, en tiempo real, una señal para el control de un dispositivo externo. Esto es especialmente adecuado para la rehabilitación motora de pacientes de ictus debido a que las interfaces basadas en la imagen motora permiten analizar la región sensoriomotora de los pacientes y pueden controlar los dispositivos de retroalimentación, que a su vez permiten recuperar las funciones motoras. En el presente estudio se han analizado los efectos de la aplicación de una ICC en dos pacientes, mostrándose mejoras significativas en las escalas FMA (Fugl-Meyer Assessment), MAS (Modified Ashworth Scale) y FTRS (Fahn Tremor Rating Scale). A la luz de estos resultados, se puede concluir que las nuevas técnicas de rehabilitación motora basadas en ICC pueden ser útiles para pacientes de ictus.*

**Palabras Clave:** Rehabilitación motora, Interfaz cerebro-computadora, ictus, imagen motora, estimulación eléctrica funcional, retroalimentación visual, BCI, brain-computer-interface.

## 1 INTRODUCCIÓN

El ictus afecta cada año a millones de personas en todo el mundo, un tercio de los cuales van a padecer varios grados de parálisis en alguna de sus extremidades superiores [1], provocándoles una limitación de su libertad al de hacer las actividades diarias de forma independiente. Estas limitaciones provocan unos costes muy elevados tanto a la persona como a la sociedad en general. Las terapias de rehabilitación como la terapia de movimiento inducido por restricción (TMIR) incentivan al paciente a aumentar el uso de las extremidades afectadas, induciendo a cambios en la corteza sensoriomotora y a una mejora de su rendimiento [2].

Aun así, esta terapia solo beneficia a los pacientes que conservan algún tipo de movimiento residual en la extremidad afectada. Como alternativa se encuentran las técnicas de movimiento articular pasivo [3].

El problema de las terapias pasivas es que no permiten motorizar la implicación del paciente en las mismas. Algunos pacientes con un mínimo de movimiento pueden ser capaces de usar señales de electromiografía para activar equipos robóticos y mostrar al terapeuta el nivel de implicación en la rehabilitación [4]. Pero si el paciente no tiene movimiento alguno en su extremidad, el terapeuta no tiene ningún método objetivo de evaluar la esta implicación. Por eso, la sincronización de la ejecución motora (imagen motora) del paciente con una retroalimentación sensorial es considerada como una parte imprescindible en el proceso rehabilitador. La incapacidad de detectar la imagen motora en las terapias de rehabilitación convencionales explicaría por qué el uso de robots y otras técnicas de rehabilitación se muestran a veces inefectivas en personas con una paresia importante. De hecho, estos pacientes obtendrían un pequeño beneficio, o ninguno, en las terapias tradicionales, incluida la terapia de estimulación eléctrica funcional (EEF) pasiva [5][6].

Las interfaces cerebro-computadora (ICC) (Brain-Computer Interfaces (BCI)) basadas en la imagen motora, permiten monitorizar la imagen cortical del paciente, aunque no esté realizando movimiento alguno. Es por eso, que estos sistemas pueden informar en tiempo real y de manera objetiva la implicación del paciente en la tarea de rehabilitación y utilizar esta información para activar equipos de retroalimentación visual (monitor con un avatar) y sensorial (estimulación eléctrica funcional). La eficacia de estas interfaces cerebro-ordenador se ha demostrado ampliamente en diferentes estudios utilizando exoesqueletos, robots, monitores para la retroalimentación visual, y sistemas con EEF que



inducen un movimiento pasivo a las extremidades afectadas [7]–[11].

En un estudio de Ramos-Murguialday y otros [8], que utilizando una ICC con retroalimentación coherente a un grupo, después de la intervención presentaban una disfunción motora menor que comparado con el grupo donde la retroalimentación era aleatoria. Otro estudio [12] muestra el potencial de la rehabilitación con imagen motora con pacientes en fase subaguda con una discapacidad motora severa. Aquí, la retroalimentación visual a través de una mano virtual sólo se daba después de tener muestras exitosas de la imagen motora. El grupo con ICC mostró un mejor rendimiento que el grupo con terapia convencional.

En este estudio, pacientes con graves afectaciones en una de sus extremidades superiores utilizan un sistema ICC basado en la imagen motora para controlar un equipo EEF y una retroalimentación visual en un monitor (extremidades superiores de un avatar), indicándole al paciente que se imagine la dorsiflexión de su muñeca derecha o izquierda. Las señales de electroencefalograma (EEG) durante las pruebas se clasificaban según la actividad motora derecha o izquierda [7]–[11]. El objetivo principal de este estudio es explorar la mejora de la función motora, así como también evaluar los cambios en el rendimiento del ICC.

## 2 PACIENTES Y MÉTODOS

### 2.1 DISEÑO DEL ESTUDIO

Los pacientes participaron en 25 sesiones de 60 minutos de entrenamiento ICC a lo largo de tres meses, distribuyéndose en dos sesiones a la semana aproximadamente.

La evaluación inicial del estado funcional y la exploración física se hizo una semana antes de iniciar las sesiones de entrenamiento, y la evaluación final fue semanas después de la sesión 25.

Ambos participantes dieron su consentimiento informado por escrito. Las sesiones se llevaron a cabo con la supervisión de un fisioterapeuta graduado.

### 2.2 PACIENTES

Se reclutaron dos pacientes en el estudio; una mujer de 79 años con hemiplejía izquierda en fase subaguda, y un hombre de 29 años con hemiplejía izquierda en fase crónica. En ambos casos, fueron dados de alta de del servicio de rehabilitación.

Criterios de inclusión: (1) Capacidad para entender ordenes de manera oral y escrita; (2) Hemiplejía; (3) Más de 4 días de evolución después del ictus; (4) Estado neurológico estable; (5) Disponibilidad para participar en el estudio durante estos tres meses.

Criterios de exclusión: (1) Embarazo; (2) Dispositivos médicos implantados como marcapasos; (3) Implantes metálicos en las extremidades superiores; (4) Lesiones cerebelosas; (5) Heminegligencia severa; (6) Epilepsia; (7) Fracturas o lesiones en la extremidad superior; (8) Enfermedades graves pulmonares o hepáticas; (9) Síndrome del empujador; (10) No tener control de tronco ni poder estar en sedestación una hora; (11) Afectaciones sensoriales severas o alteraciones de la percepción del dolor; (11) Afectaciones en el sistema nervioso periférico de la extremidad superior (lesiones en el plexo braquial y/o radiculopatía cervical).

Los pacientes con espasticidad severa no fueron excluidos porque la estimulación eléctrica funcional (EEF) aún puede dar una retroalimentación sensorial de la contracción de los husos musculares, tendones y otros receptores cutáneos.

Tabla 1: Información de los pacientes

Paciente	Edad	Género	Lado afectado	Meses desde el ictus
P1	79	Mujer	Izquierdo	6
P2	29	Hombre	Izquierdo	25

### 2.3 MÉTODOS DE LA INTERFAZ CEREBRO-COMPUTADORA

Cada sesión tenía una duración total de unos 60 minutos, incluyendo la preparación y la limpieza posterior. En cada una de ellas el paciente ejecutaba entre uno y cuatro ejercicios, según su nivel de cansancio y de su estado de salud. Para la captura de las señales de EEG se utilizó un gorro con 16 electrodos (g.SCARABEO de g.tec medical engineering GmbH) puestos justo encima del córtex sensoriomotor según el sistema internacional 10/10: FC5, FC1, FCz, FC2, FC6, C5 C3, C1, Cz, C2, C4, C6, CP5, CP1, CP2, CP6. En la posición Fpz se colocó un electrodo conectado a tierra, i en el lóbulo de la oreja derecha un electrodo de referencia.

En todo momento los pacientes estuvieron sentados en una silla cómoda con sus antebrazos descansando sobre una mesa. Antes de empezar la sesión se le ponía al paciente el gorro bien sujetado sobre su cabeza y se ajustaban los parámetros de la estimulación eléctrica funcional para hallar la amplitud de corriente necesaria para inducir la

dorsiflexión de la muñeca sin causar daño al paciente. Se utilizaban dos electrodos en cada uno de los antebrazos, sobre el músculo extensor común de los dedos. La estimulación de la EEF se fijaba a una frecuencia de 50 Hz y con una duración del pulso de 300  $\mu$ s. El terapeuta incrementaba la intensidad de estimulación hasta la contracción del musculo extensor, y aparecer un ligero movimiento en la muñeca.

Los pacientes eran instruidos para que imaginaran la dorsiflexión de la muñeca derecha o izquierda según las indicaciones auditivas y visuales del sistema. Las indicaciones de derecha e izquierda se sucedían de una forma pseudo-aleatoria. Un ejercicio estaba formado por 80 repeticiones de dorsiflexión (40 para la muñeca derecha y 40 para la izquierda). Antes de comenzar cada repetición el sistema indicaba con un pitido el inicio de la misma, seguido de una indicación auditiva que decía “derecha” o “izquierda” en español (Figura 1).

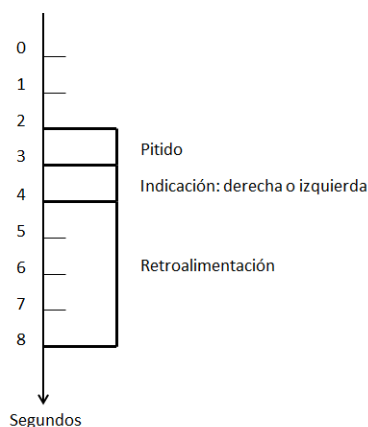


Figura 1: Tiempos en una repetición. A los dos segundos suena un pitido. Un segundo después se indica el lado a imaginar la dorsiflexión. Finalmente hay la fase de retroalimentación.

Cuando el sistema, a partir del EEG, clasificaba correctamente el lado del movimiento, se activaba la retroalimentación visual (avatar) y eléctrica (EEF). Cada 200 ms se actualizaba esta retroalimentación hasta finalizar la repetición en curso, donde se indicaba al paciente que se relajara.

El sistema ICC utilizado (recoveriX, g.tec Medical Engineering GmbH) recoge y amplifica los datos EEG con un amplificador de bioseñales (gUSBamp, g.tec Medical Engineering GmbH) (Figura 2). Los datos son preprocesados y seguidamente se les aplica un filtro espacial CSP (Common Spatial Patter), resultando una matriz donde una clase aparece con máxima varianza mientras la otra muestra una mínima varianza. Las dos clases se corresponden con las señales de los canales EEG para la dorsiflexión de

la muñeca derecha e izquierda respectivamente. Para determinar si el paciente está imaginando correctamente el movimiento indicado, se utiliza un clasificador LDA (Linear Discriminant Analysis) [17]. Al finalizar un ejercicio se calcula la precisión del clasificador a partir de una validación cruzada. Desde los 1.5 segundos de cada repetición, hasta su final, se calcula una característica de la señal cada 0.5 segundos, obteniendo 14 características por repetición. En cada una de las características se calcula el resultado de la clasificación (0% o 100%), que después será promediado con el resto de características de las distintas repeticiones del ejercicio. El valor de precisión para cada ejercicio será el valor de precisión de clasificación máxima (PCM), calculado entre los valores de precisión entre el segundo 3.5 hasta el segundo 8.

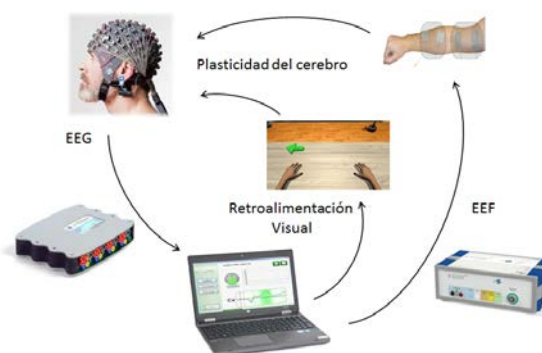


Figura 2: Sistema de interfaz cerebro-computadora.

## 2.4 EVALUACIÓN

Un fisioterapeuta evalúa todas las escalas antes y después de la intervención. El test de los 9 agujeros (9-Hole Peg Test (9-HPT)) se irá completando durante las sesiones de entrenamiento para poder ver el progreso.

### 2.4.1 Variable de resultado principal

La Fugl-Meyer Assessment (FMA) es una escala ampliamente utilizada en rehabilitación para evaluar la funcionalidad motora con una fiabilidad inter-evaluador excelente [13][14]. Se ha usado la FMA para la extremidad superior (puntuación máxima 66 puntos) como la principal variable de resultado debido a que este entrenamiento con una ICC está orientado a las extremidades superiores.

### 2.4.2 Variables de resultado secundarias

El 9-Hole Peg Test (9-HPT) o Test de los 9 agujeros, evalúa la coordinación y la motricidad fina, para ello se tiene en cuenta el tiempo que tarda en completar la tarea.



El Índice de Barthel (IB) es una escala que mide la habilidad que tiene el individuo para desempeñar las actividades de la vida diaria.

La Modified Ashworth Scale (MAS) examina el grado de espasticidad, donde la baja puntuación refleja poca espasticidad en la extremidad afectada. Fueron examinadas con esta escala la muñeca (MAS<sub>Muñeca</sub>) y la mano (MAS<sub>Mano</sub>).

La Fahn Tremor Rating Scale (FTRS) evalúa el grado de temblor contando el número de veces que se cruza la línea al reseguir un dibujo con un bolígrafo sobre un papel. A menor puntuación en la FTRS, menor temblor.

### 3 RESULTADOS

#### 3.1 VARIABLE DE RESULTADO

##### 3.1.1 Paciente P1

La FMA<sub>Total</sub> mejoró 2 puntos, de 8 a 10. Esta mejora fue sobre el apartado de la muñeca, FMA<sub>Muñeca</sub>, que evolucionó de 0 a 2 puntos. Los resultados en el IB fueron los mismos que al principio, 55 puntos/100. No se notaron cambios en las otras escalas con respecto al inicio del estudio, MAS<sub>Muñeca</sub> con 0 puntos y MAS<sub>Mano</sub> con 1 punto (Figura 3).

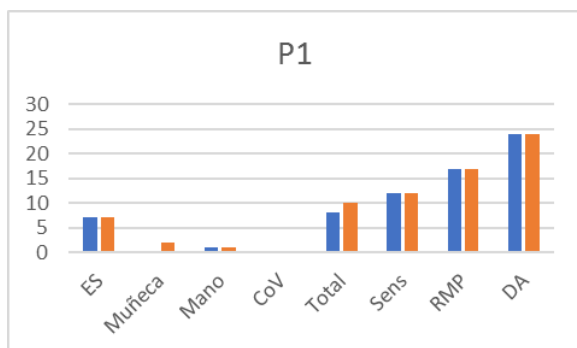


Figura 3: Puntuación en la escala FMA de la paciente P1. Apartados de la de la escala FMA por separado, Extremidad Superior (FMA<sub>ES</sub>), Muñeca (FMA<sub>Muñeca</sub>), Mano (FMA<sub>Mano</sub>), Cordinación y Velocidad (FMA<sub>CoV</sub>), Sensibilidad (FMA<sub>Sens</sub>), Rango de Movimiento Pasivo (FMA<sub>RMP</sub>), y Dolor Articular (FMA<sub>DA</sub>). La FMA<sub>total</sub> es la suma de los apartados FMA<sub>ES</sub>, FMA<sub>Muñeca</sub>, FMA<sub>Mano</sub>, y FMA<sub>CoV</sub>. El color azul de las barras representa los valores de la primera evaluación, antes de iniciar las sesiones, y el color naranja los valores de la evaluación final, después de la sesión 25.

##### 3.1.2 Paciente P2

La puntuación en FMA<sub>Total</sub> mejoró notoriamente de 19 a 27 puntos. Esta mejora se expresa de la siguiente manera; FMA<sub>ES</sub> de 7 a 12 puntos y FMA<sub>Muñeca</sub> de 2 a 5 puntos (Figura 4).

También se vieron mejoras en la MAS, presentando una importante reducción de la espasticidad de 4 a 2 puntos a nivel de la muñeca, y de 4 a 3 puntos en la mano.

La escala del temblor FTRS mostró mejora de 3 a 2 puntos. No hubo cambios significativos en el IB.

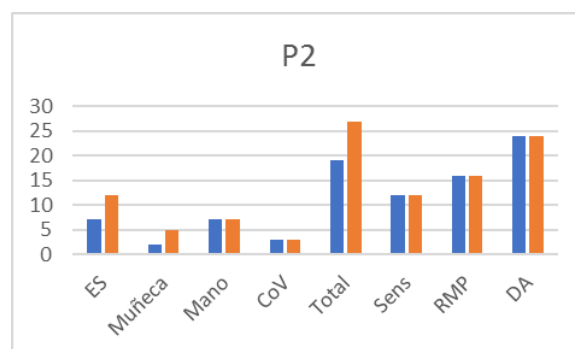


Figura 4: Puntuación en la escala FMA del paciente P2 (misma leyenda que la figura 3).

#### 3.1 RENDIMIENTO DE LA ICC

El rendimiento de la ICC se evalúa utilizando el parámetro PCM (Precisión de Clasificación Máxima) que ofrece el sistema al finalizar cada sesión. Para la paciente P1 (Figura 5) se puede ver que en las primeras sesiones la precisión cae significativamente, pero a partir de la sesión número 11, la tendencia es positiva y en las últimas sesiones presentan valores más altos que en las primeras.

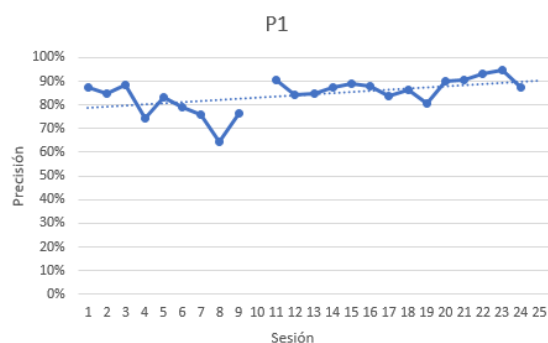


Figura 5: Precisión del sistema ICC a lo largo de las sesiones para la paciente P1.

A diferencia de la paciente P1, el paciente P2 no presenta mejora en el valor de PCM (Figura 6), y

aparte de valores como el de las sesiones 6 y 24, las precisiones en las sesiones son muy constantes.

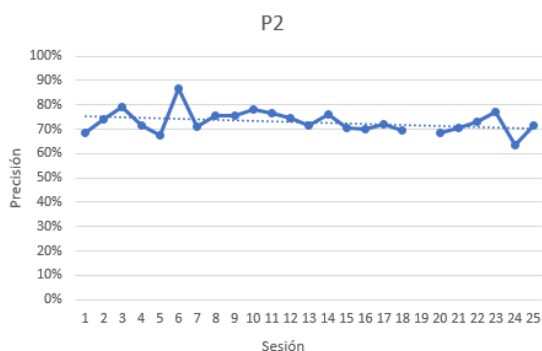


Figura 6: Precisión del sistema ICC a lo largo de las sesiones para el paciente P2.

## 4 DISCUSIÓN

Se han administrado cuatro escalas ampliamente conocidas para la evaluación del estado sensorial y motor antes y después de la intervención, con la finalidad de registrar la mejora del estado funcional. Se ha enseñado a los participantes a imaginar el movimiento de extensión de muñeca con la finalidad de que el sistema identifique el movimiento imaginado a través de la EEG y lo reproduzca en el avatar. De esta manera el usuario tiene una retroalimentación visual que va relacionada con la imagen motora del movimiento.

En ambos casos se ha visto un incremento en la puntuación de la FMA, la variable principal del estudio. Este hecho refleja una mejora en la funcionalidad de la extremidad superior.

La paciente P1 presenta una restricción estructural importante del rango de movimiento de la muñeca. En la extensión pasiva de muñeca se nota un *end feel* duro no doloroso próximo a los 10 grados de movimiento. Teniendo en cuenta esto, en mitad de las sesiones la paciente refirió activación muscular voluntaria de la muñeca que le permitía poder mantener la articulación a 0° sin que claudicara. Este hecho puede tener relación con el aumento de 2 puntos en el apartado de la muñeca de la escala FMA.

El paciente P2, que se encuentra en una fase crónica muestra un mayor incremento en la escala FMA al final de las 25 sesiones. Esta mejora de la puntuación se ve reflejado en la  $FMA_{ES}$  y en la  $FMA_{Muñeca}$ . El paciente a partir de la sesión 15 refirió indicios de contracción muscular voluntaria y pocas sesiones más tarde presentó control motor y movilidad activa en la extensión de muñeca.

También se detectaron cambios en la puntuación de las otras escalas. El paciente P2 demostró una reducción significativa del clonus y de la espasticidad en la extremidad superior, sobre todo en la muñeca y en los dedos. Esto repercutió en la marcha, pudiéndose observar mayor estabilidad durante la misma y una postura más fisiológica en el balanceo de los brazos y la disociación de cinturas. También se detectó una reducción del temblor expresada en la puntuación de la escala FTRS.

Estos resultados podrían ser consecuencia de la plasticidad neuronal, fruto del aprendizaje y el control motor proporcionado por la retroalimentación visual y sensitiva.

La precisión en la clasificación del sistema ICC puede ser una medida importante de la implicación del paciente en la terapia. Para la paciente P1 la mejora en la precisión es mayor que en el caso del paciente P2, pero a pesar de esto, los dos pacientes presentan mejoras en las escalas de evaluación. En otro trabajo se ha visto que la mejora funcional del paciente puede ocurrir a pesar de no mejorar la precisión del sistema durante el tratamiento [15]. La relación entre la precisión del ICC y la mejora funcional es un tema interesante para futuras investigaciones, ya que una alta precisión podría conducir a unas mejoras funcionales mayores.

El ictus puede ocurrir a cualquier edad y afectar a cualquier parte del cerebro. La heterogeneidad de los pacientes de ictus hace que predecir el resultado de tratamientos con ICC sea una tarea complicada, y con eso se hace difícil determinar cuáles son los pacientes que se pueden beneficiar de estos tratamientos y cuáles no. Por lo tanto, son necesarios más estudios que permitan identificar los parámetros óptimos para cada tipo de paciente y encontrar otras técnicas para ayudarlos. En este estudio han sido reclutados dos pacientes, y sería necesario un estudio clínico con una población mayor para conseguir parámetros estadísticos significativos.

## Referencias

- [1] E. J. Benjamin, M. J. Blaha, S. E. Chiuve, M. Cushman, S. R. Das, R. Deo, S. D. de Ferranti, J. Floyd, M. Fornage, C. Gillespie, C. R. Isasi, M. C. Jimnez, L. C. Jordan, S. E. Judd, D. Lackland, J. H. Lichtman, L. Lisabeth, S. Liu, C. T. Longenecker, R. H. Mackey, K. Matsushita, D. Mozaffarian, M. E. Mussolino, K. Nasir, R. W. Neumar, L. Palaniappan, D. K. Pandey, R. R. Thiagarajan, M. J. Reeves, M. Ritchey, C. J. Rodriguez, G. A. Roth, W. D. Rosamond, C. Sasson, A. Towfighi, C. W. Tsao, M. B. Turner, S. S. Virani, J. H. Voeks, J. Z. Willey, J. T. Wilkins, J. H. Wu, H. M. Alger,

- S. S. Wong, and P. Muntner, (2017) *Heart Disease and Stroke Statistics–2017 Update: A Report From the American Heart Association*.
- [2] S. L. Wolf, C. J. Winstein, J. P. Miller, and D. Morris, (2006) “Effect of Constraint-Induced Movement,” vol. 296, no. 17, pp. 2095–2104.
- [3] S. Hesse, C. Werner, M. Pohl, S. Rueckriem, J. Mehrholz, and M. L. Lingnau, (2005) “Computerized arm training improves the motor control of the severely affected arm after stroke: A single-blinded randomized trial in two centers,” *Stroke*, vol. 36, no. 9, pp. 1960–1966.
- [4] X. L. Hu, K. Tong, R. Song, X. J. Zheng, and W. W. F. Leung, (2009) “A Comparison Between Electromyography-Driven Robot and Passive Motion Device on Wrist Rehabilitation for Chronic Stroke,” *Neurorehabil. Neural Repair*, vol. 23, no. 8, pp. 837–846.
- [5] G. Alon, A. F. Levitt, and P. A. McCarthy, (2008) “Functional Electrical Stimulation (FES) May Modify the Poor Prognosis of Stroke Survivors with Severe Motor Loss of the Upper Extremity,” *Am. J. Phys. Med. Rehabil.*, vol. 87, no. 8, pp. 627–636.
- [6] R. D. Wilson, S. J. Page, M. Delahanty, J. S. Knutson, D. D. Gunzler, L. R. Sheffler, and J. Chae, (2016) “Upper-Limb Recovery After Stroke: A Randomized Controlled Trial Comparing EMG-Triggered, Cyclic, and Sensory Electrical Stimulation,” *Neurorehabil. Neural Repair*, vol. 30, no. 10, pp. 978–987.
- [7] C. D. Takahashi, L. Der-Yeghian, V. Le, R. R. Motiwala, and S. C. Cramer, (2008) “Robot-based hand motor therapy after stroke,” *Brain*, vol. 131, no. Pt 2, pp. 425–37, Feb.
- [8] A. Ramos-Murguialday, D. Broetz, M. Rea, L. Läer, O. Yilmaz, F. L. Brasil, G. Liberati, M. R. Curado, E. Garcia-Cossio, A. Vyziotis, W. Cho, M. Agostini, E. Soares, S. Soekadar, A. Caria, L. G. Cohen, and N. Birbaumer, (2013) “Brain-machine interface in chronic stroke rehabilitation: A controlled study,” *Ann. Neurol.*, pp. 1–9, Mar.
- [9] K. K. Ang, C. Guan, K. S. Phua, C. Wang, L. Zhou, K. Y. Tang, G. J. Ephraim Joseph, C. W. K. Kuah, and K. S. G. Chua, (2014) “Brain-computer interface-based robotic end effector system for wrist and hand rehabilitation: results of a three-armed randomized controlled trial for chronic stroke,” *Front. Neuroeng.*, vol. 7, p. 30.
- [10] T. Ono, K. Shindo, K. Kawashima, N. Ota, M. Ito, T. Ota, M. Mukaino, T. Fujiwara, A. Kimura, M. Liu, and J. Ushiba, (2014) “Brain-computer interface with somatosensory feedback improves functional recovery from severe hemiplegia due to chronic stroke,” *Front. Neuroeng.*, vol. 7, no. July, p. 19.
- [11] J. Cauraugh, K. Light, S. Kim, M. Thigpen, and A. Behrman, (2014) “Chronic Motor Dysfunction After Stroke: Recovering Wrist and Finger Extension by Electromyography-Triggered Neuromuscular Stimulation James Cauraugh, Kathye Light, Sangbum Kim, Mary Thigpen and Andrea Behrman *Stroke* 2000;31;1360-1364.”
- [12] F. Pichiorri, G. Morone, M. Petti, J. Toppi, I. Pisotta, M. Molinari, S. Paolucci, M. Inghilleri, L. Astolfi, F. Cincotti, and D. Mattia, (2015) “Brain-computer interface boosts motor imagery practice during stroke recovery,” *Ann. Neurol.*, vol. 77, no. 5, pp. 851–865.
- [13] P. W. Duncan, M. Propst, and S. G. Nelson, (1983) “Reliability of the Fugl-Meyer assessment of sensorimotor recovery following cerebrovascular accident,” *Phys. Ther.*, vol. 63, no. 10, pp. 1606–10.
- [14] J. Sanford, J. Moreland, L. R. Swanson, P. W. Stratford, and C. Gowland, (1993) “Reliability of the Fugl-Meyer assessment for testing motor performance in patients following stroke,” *Phys. Ther.*, vol. 73, no. 7, pp. 447–454.
- [15] A. Remsik, B. Young, R. Vermilyea, L. Kiekoefer, J. Abrams, S. E. Elmore, P. Schultz, V. Nair, D. Edwards, and J. Williams, (2017) “Extremity Motor Function After Stroke,” vol. 13, no. 12, pp. 445–454.
- [16] B. Blankertz, R. Tomioka, S. Lemm, M. Kawanabe, and K. R. Muller, (2008) “Optimizing Spatial filters for Robust EEG Single-Trial Analysis,” *IEEE Signal Processing Magazine*, vol. 25, no. 1, pp. 41–56.
- [17] W. Cho, N. Sabathiel, R. Ortner, A. Lechner, D. C. Irimia, B. Z. Allison, G. Edlinger, and C. Guger, (2016) “Paired Associative Stimulation Using Brain-Computer Interfaces for Stroke Rehabilitation: A Pilot Study,” *Eur. J. Transl. Myol.*, vol. 26, no. 3, p. 6132.

# EVALUACIÓN PRELIMINAR DE LA INFLUENCIA DE TDCS EN PROCESOS COGNITIVOS

Silvia Moreno, Marisol Rodríguez-Ugarte, Eduardo Iáñez, Mario Ortiz, José M. Azorín  
*Brain-Machine Interface Systems Lab, Universidad Miguel Hernández de Elche,*  
*Avda de la Universidad S/N, 03202 Elche, España.*  
silvia.moreno02@goumh.umh.es, {maria.rodriguez, eianez, mortiz, jm.azorin}@umh.es

## Resumen

*La estimulación transcraneal de corriente directa (tDCS, transcranial Direct Current Stimulation), una forma no invasiva de estimulación cerebral, ha sido investigada en diversos estudios como un método para mejorar la memoria de trabajo, la atención o para inducir alguna mejora en enfermedades cognitivas. En el siguiente artículo se describe un estudio en el que a 30 sujetos sanos se les ha aplicado tDCS a distintas intensidades durante la realización de distintas tareas relacionadas con la memoria de trabajo.*

**Palabras Clave:** neuroestimulación, tDCS, memoria de trabajo, córtex prefrontal, atención, lógica.

## 1 INTRODUCCIÓN

Según la Organización Mundial de la Salud (OMS), el 15% de la población mundial presenta algún tipo de discapacidad. La estimulación transcraneal de corriente directa (tDCS, transcranial Direct Current Stimulation) constituye un método no invasivo, de bajo coste y fácil de utilizar capaz de modificar la excitabilidad cerebral [1] y por tanto, capaz de mejorar la vida de estas personas. Durante los últimos años se han llevado a cabo diversas investigaciones en relación a esta técnica, no sólo en casos relacionados con la rehabilitación motora [9], sino que también está tomando importancia su intervención en procesos que inducen a una mejora cognitiva. La tDCS constituye un método para incrementar la excitabilidad cortical en la corteza dorsolateral prefrontal (DLPFC, dorsolateral prefrontal cortex) y mejorar de esta manera la memoria de trabajo o la atención.

El objetivo de este estudio es examinar los efectos producidos por la tDCS anódica en tres procesos cognitivos fundamentales que median en funciones de alto nivel como la toma de decisiones o la resolución de problemas: la atención, la memoria y la lógica. Debido a la importancia de dichos procesos,

la utilización de la tDCS es importante para desarrollar nuevos tratamientos para su uso en poblaciones clínicas y mejorar de esta forma las habilidades cognitivas de dichos pacientes. Por otra parte, también es importante destacar su posible uso en adultos sanos con la finalidad de acelerar el aprendizaje o mejorar el rendimiento en entornos educacionales.

En este experimento se ha empleado el equipo de neuroestimulación StarStim 8 y los electrodos Pistim de la compañía Neuroelectronics en las posiciones Fp1 y Cz del Sistema Internacional 10-20 EEG, a diferencia de la mayoría de los estudios que le anteceden, los cuales han utilizado la posición F3 del Sistema Internacional 10-20 EEG [1] [5] [7]. Por otro lado, las pruebas se han planteado como un conjunto de juegos o test de habilidades en el que 30 sujetos sanos han participado en cuatro diferentes retos relacionados con la memoria, el nivel de atención y la capacidad de análisis, realizando dichas actividades en dos ocasiones. De estos 30 usuarios anteriormente mencionados, a 10 se les aplicó estimulación Sham, a otros 10, tDCS anódica con 179  $\mu$ A y a los últimos 10, tDCS anódica con 300  $\mu$ A, durante 20 minutos mientras participaban en los retos anteriormente mencionados. Al finalizar cada reto, se obtuvieron parámetros relacionados con la precisión y el tiempo de reacción de las respuestas de cada individuo. De esta manera, fue posible hacer una comparación entre los resultados obtenidos según el tipo de estimulación aplicada con la finalidad de demostrar si la tDCS anódica aplicada sobre el DLPFC izquierdo favorece la concentración y puede mejorar las pruebas de aptitud.

## 2 MATERIALES Y MÉTODOS

### 2.1 SUJETOS

En este estudio han participado 30 sujetos sanos (23 hombres y 7 mujeres). El rango de edades fue de entre 19 y 29 años. Todos los usuarios fueron estudiantes universitarios, por lo que todos ellos comparten el mismo nivel de educación. Asimismo, cada uno de ellos firmó un informe de

consentimiento de acuerdo a la Declaración de Helsinki de la AMM (Asociación Médica Mundial).

## 2.2 ESTIMULACIÓN POR CORRIENTE DIRECTA

La tDCS constituye un tipo de estimulación eléctrica no invasiva en la que se aplica una intensidad de manera constante. Sus efectos se basan en los principios de plasticidad neuronal y neuromodulación. Las células nerviosas presentan propiedades electroquímicas por las cuales es posible disminuir o aumentar su excitabilidad y de esta manera cambiar su comportamiento. Dicho de otra manera, cuando las neuronas perciben un tipo de corriente lo suficientemente elevada como para hiperpolarizar sus dendritas, se produce un efecto de despolarización en el soma, dando lugar a un aumento de la excitación o la plasticidad.

Esta investigación tiene como finalidad excitar el DLPFC izquierdo con el objetivo de modificar o neuromodular las células nerviosas que forman parte de su estructura y de esta manera producir efectos de mejora en la actividad cognitiva de los sujetos, específicamente, en la memoria de trabajo.

Para cumplir con nuestros objetivos se empleó el dispositivo de neuroestimulación StarStim 8 y los electrodos Pistim de la compañía Neuroelectronics en las posiciones Fp1 (ánodo) y Cz (cátodo). Se suministró tDCS anódica con unas intensidades de 179  $\mu\text{A}$  a 10 sujetos, 300  $\mu\text{A}$  a otros 10 sujetos y estimulación sham a los últimos 10, formando así un total de 30 sujetos. Cada uno de ellos realizó una batería de tareas mientras estaba siendo estimulado como se ilustra en la figura 1. La estimulación tuvo una duración de 20 minutos. Al finalizar dichos retos y todavía siendo estimulados, repitieron nuevamente cada actividad, de manera que al completarlas, el proceso de estimulación había terminado en la mayoría de los casos, pero sus efectos todavía estaban presentes (figura 2).

## 2.3 ACTIVIDADES LLEVADAS A CABO DURANTE LA ESTIMULACIÓN

Las tareas en las que participaron los sujetos durante este estudio fueron llevadas a cabo a través de una aplicación de Android llamada “Juegos Mentales: Entrenamiento”. Dicha aplicación entrena 4 áreas clave del cerebro humano: la memoria, la concentración (atención), la resolución de problemas (lógica) y el cálculo mental (ésta última sección no forma parte de nuestro experimento). De cada bloque, los sujetos participaron en cuatro retos, cada uno de ellos fue repetido al finalizar el primer ciclo de tareas, por lo que ambos ciclos se realizaron bajo



Figura 1: Realización de las tareas durante la neuroestimulación.

los efectos de la estimulación, como ya se ha mencionado anteriormente.

Dicha aplicación se encuentra basada en distintos estudios neurocientíficos, por lo que las tareas que han realizado los usuarios constituyen un conjunto de retos relacionados con actividades de memoria de reconocimiento visual (VRM, Visual Recognition Memory task) [2], tareas de tipo Sternberg [6], test de asociación implícita (Implicit Association test, IAT) [5] así como el test “N-back letter” [4] utilizado de manera habitual en dichas investigaciones. En resumen, los sujetos han formado parte de una investigación basada en una batería de tareas como podría ser CogSate [7] o MATB (Multi-Attribute Task Battery) [8].

## 2.4 ANÁLISIS DE LOS DATOS

Los principales resultados de este estudio fueron el tiempo de respuesta y la precisión en las mismas. Los datos de cada grupo fueron divididos por bloques según las tareas llevadas a cabo, de esta manera se realizó un estudio estadístico con la finalidad de comparar los resultados en tareas de atención, lógica y memoria de acuerdo a la estimulación sham, tDCS

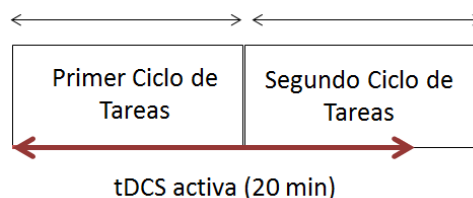


Figura 2: Esquema del proceso de neuroestimulación realizada durante la realización de las tareas.

anódica a 149  $\mu\text{A}$  y a 300  $\mu\text{A}$ . Puesto que las tareas fueron repetidas una vez más también durante el proceso de estimulación, se realizó una comparación de los datos obtenidos en primer y segundo lugar.

Se utilizó el programa de análisis estadístico IBM SPSS Statistics 23 con el objetivo de obtener un análisis descriptivo de los datos y una prueba de homogeneidad de varianzas (en algunos casos teniendo que incluir pruebas robustas de igualdad de medias, como la prueba de Welch) para posteriormente realizar análisis de varianzas (ANOVAs) con un valor de alfa del 0.05 en cada bloque de datos y describir así los efectos de la tDCS sobre las distintas tareas realizadas. Finalmente se realizaron pruebas de contraste entre grupos y en algunos casos se realizaron test de comparaciones múltiples (pruebas post hoc) de Tukey o Games-Howell bajo la suposición de varianzas iguales o distintas.

### 3 RESULTADOS

Todos los sujetos completaron el experimento sin mostrar ningún tipo de problema, es decir, no se observaron efectos secundarios durante el experimento ni presentaron quejas sobre algún dolor o situación incómoda. Ningún usuario pudo diferenciar condiciones de estimulación activa de condiciones sham.

#### 3.1 RESPUESTAS CORRECTAS

En general, los sujetos presentaron una mayor precisión en sus respuestas cuando les fue aplicada tDCS a 300  $\mu\text{A}$  durante todas las actividades. Por ejemplo, durante las tareas de atención que fueron realizadas por primera vez, la media de los datos de precisión durante la estimulación sham fue del 90.10% ( $\pm 11.97\%$  SD) mientras que durante los procesos de estimulación en los que se aplicaron la mínima y la máxima intensidad la medias fueron del 90.87% ( $\pm 10.20\%$  SD) y del 93.42% ( $\pm 7.23\%$  SD). Con el objetivo de demostrar si los efectos de la tDCS fueron significantes se realizó un ANOVA de dos caminos por cada bloque de tareas. Los resultados de este análisis atendiendo al contraste del término lineal se desglosan en la tabla 1, donde observando el dato de significancia podemos ver que esta misma tan sólo es menor a 0.05 en el bloque de tareas relacionado directamente con la memoria. Por otra parte, en las tablas 2 y 3 se presentan las pruebas de contraste, teniendo en cuenta en cada caso si se asumieron varianzas iguales o distintas. La tabla 2 representa una comparación entre el grupo al que se le administró estimulación placebo y el conjunto de los grupos en los que la tDCS es de tipo activa,

mientras que la tabla 3 muestra un contraste entre la tDCS a 149  $\mu\text{A}$  y a 300  $\mu\text{A}$ . La significancia se ha descrito de manera bilateral por lo que ha de ser dividida por la mitad. Los contrastes revelan que la tDCS activa incrementa los aciertos en tareas de memoria comparando los resultados con los del grupo de control (sham). Asimismo, dicho análisis nos permite comprobar que también mejora la precisión en las respuestas a tareas lógicas si se aplica la máxima intensidad utilizada en esta investigación.

#### 3.2 TIEMPO DE REACCIÓN (TR)

En cuanto al análisis estadístico descriptivo relacionado con el tiempo de reacción (s) de los sujetos al realizar las tareas de cada bloque, cabe destacar que, en general, la media de estos tiempos disminuye según aumenta la intensidad durante el proceso de neuromodulación. Durante el primer ciclo de tareas de memoria se registraron datos de 0.980 s ( $\pm 0.562$  s SD) para la máxima intensidad aplicada, 1.420 s ( $\pm 0.953$  s SD) para el caso de mínima intensidad y 1.658 s ( $\pm 1.100$  s SD) para estimulación sham. Tras realizar las pruebas de ANOVA, al igual que en el caso anterior, se observa como la tDCS sólo fue efectiva en los casos relacionados con las tareas de memoria, repitiendo incluso valores similares durante el primer ciclo y el segundo, como se observa en la tabla 1. Por otra parte, atendiendo a los resultados ofrecidos por la tabla 2, se revela que la tDCS activa ha sido efectiva respecto a la estimulación sham en cuanto a tiempos de reacción durante la realización del bloque de memoria, pero también durante la repetición del bloque de lógica, algo que los resultados globales del ANOVA no detectaban. Respecto a la tabla 3, se confirma que los resultados en las actividades de memoria mejoran con el incremento de la intensidad de la tDCS al igual que en el segundo ciclo de ejecución de tareas de lógica.

Tabla 1: ANOVAs según el tipo de tarea realizada.

		F	df	Sig.
Atención	TR	3.128	1	0.080
	Precisión	2.214	1	0.139
	TR	2.124	1	0.148
	Precisión	0.337	1	0.563
Memoria	TR	11.358	1	0.001
	Precisión	9.027	1	0.003
	TR	11.220	1	0.001
	Precisión	6.343	1	0.013
Lógica	TR	0.019	1	0.891
	Precisión	1.126	1	0.291
	TR	0.022	1	0.882
	Precisión	0.010	1	0.922

Tabla 2: Prueba de contrastes. Comparación entre estimulación sham y tDCS.

		t	df	Sig. (bilateral)
Atención	TR	-1.263	117.000	0.209
	Precisión	1.059	117.000	0.292
	TR	-1.287	117.000	0.201
	Precisión	-0.089	117.000	0.929
Memoria	TR	-2.364	58.901	0.021
	Precisión	2.106	55.370	0.040
	TR	-2.231	58.022	0.024
	Precisión	1.835	58.873	0.072
Lógica	TR	0.104	117.000	0.917
	Precisión	0.169	117.000	0.866
	TR	1.731	47.969	0.090
	Precisión	-1.405	90.829	0.163

Tabla 3: Prueba de contrastes. Comparación entre tDCS a 150  $\mu$ A y tDCS a 300  $\mu$ A

		t	df	Sig. (bilateral)
Atención	TR	-1.350	117.000	0.180
	Precisión	1.141	117	0.256
	TR	-0.686	117	0.494
	Precisión	1.316	117	0.191
Memoria	TR	-2.500	63.221	0.015
	Precisión	2.206	50.982	0.032
	TR	-2.543	57.874	0.014
	Precisión	1.717	57.819	0.091
Lógica	TR	0.094	117	0.925
	Precisión	1.831	117	0.070
	TR	-2.071	39.369	0.045
	Precisión	1.823	55.014	0.074

## 4 CONCLUSIÓN

Los resultados obtenidos en esta investigación demuestran los efectos positivos de la tDCS sobre el DLPFC izquierdo en cuanto a mejora cognitiva. Como en otros estudios, se confirma de esta manera su efectividad, sin embargo, en esta ocasión, la localización del ánodo (Fp1) difiere de la utilizada en los mismos.

Se revela que la tDCS anódica aplicada sobre la posición Fp1 del Sistema Internacional 10-20 EEG mejora los tiempos de reacción y la precisión de las respuestas en tareas de memoria y en algunas ocasiones, la mayoría al pasar por un proceso previo de aprendizaje (segundo ciclo de realización de las tareas), en actividades relacionadas con la lógica. También se comprueba a través del test de contrastes que los efectos más significantes son producidos al suministrar 300  $\mu$ A, ya que al suministrar 149  $\mu$ A se obtienen resultados muy similares a los obtenidos al aplicar estimulación sham. Asimismo, no se perciben grandes cambios respecto al primer ciclo de realización de las tareas y el segundo, salvo el caso que guarda relación con las tareas lógicas. Podría

afirmarse entonces que los efectos de la neuroestimulación han mejorado con el aprendizaje de dichas actividades.

Por otra parte, debe ser mencionado que no se observó ningún tipo de mejora en las tareas de atención (sólo al realizar un análisis descriptivo de los datos), por lo que se concluye que quizás esta disposición de los electrodos no produce ninguna mejora sobre este proceso cognitivo o que posiblemente la tDCS deba ser suministrada a mayor intensidad o durante más tiempo, atendiendo así a la relación de dependencia existente entre ambas propiedades.

Existen multitud de investigaciones sobre la tDCS para mejora motora, sin embargo, la tDCS para mejora cognitiva constituye un campo de investigación todavía poco desarrollado debido al escaso conocimiento que se tiene sobre esta área del cerebro. Una manera de hacer más específicas estas investigaciones sería combinar el proceso de estimulación con el de registro de señales EEG. Por otro lado, también sería interesante comprobar los resultados de tiempo de reacción y precisión en individuos que no sólo formaran parte de un grupo



de estimulación, sino que cada uno de ellos participara en los distintos procesos en diferentes sesiones con la suficiente separación para que los efectos de la tDCS desaparecieran entre las distintas pruebas. Otro dato a tener en cuenta en el caso de seguir dividiendo a los sujetos por grupos de estimulación, podría ser conocer el coeficiente intelectual de cada uno de ellos para que las muestras fueran lo más homogéneas posibles.

Para concluir, existen investigaciones en las que se afirma que la estimulación es más efectiva en personas que sufren algún tipo de discapacidad cognitiva [11], es decir, la neuromodulación podría ser más favorable sobre población clínica, por lo que sería interesante no sólo realizar estudios sobre sujetos sanos, sino también en pacientes con Alzheimer [2], depresión [10] o ictus. El accidente cerebrovascular (ACV), según la OMS, es la tercera causa de muerte en países industrializados, sin embargo, supone la primera causa de invalidez en el mundo. El 85% de las personas que sufren un ictus sobreviven, no obstante, la mayoría de ellos lo hacen con secuelas a nivel cognitivo y/o motor, lo cual supone en muchas ocasiones la pérdida de independencia y la reducción de aceptación social. La tDCS constituye una tecnología de rehabilitación en creciente desarrollo que podría resultar la clave de la mejora cognitiva en dichos pacientes, sin embargo, ha de investigarse en profundidad la duración de sus efectos y a nivel fisiológico, con el fin de posicionar los electrodos y aplicar la corriente de la manera más óptima posible.

### Agradecimientos

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". Además, se agradece a la Universidad Miguel Hernández de Elche el apoyo a S. Moreno a través del programa para la realización de prácticas en actividades de fomento de la investigación en los Departamentos e Institutos Universitarios de la Universidad Miguel Hernández de Elche.

### Referencias

[1] Andrews, Hoy, et al. (2011), "Improving working memory: the effect of combining cognitive activity and anodal transcranial direct

current stimulation to the left dorsolateral prefrontal cortex", *Brain Stimulation*.

- [2] Boggio, Khoury, et al. (2012), "Temporal cortex direct current stimulation enhances performance on visual recognition memory task in Alzheimer disease", *J Neurol Neurosurg Psychiatry*.
- [3] Ferruci, Marceglia, et al. (2008), "Cerebellar transcranial direct current stimulation impairs the practice-dependent proficiency increase in working memory", *Journal of Cognitive Neuroscience*.
- [4] Fregni, Boggio, et al. (2005), "Anodal transcranial direct current stimulation of prefrontal cortex enhances working memory", *Experimental Brain Research*.
- [5] Gladwin, den Uyl, et al. (2012), "Anodal tDCS of dorsolateral prefrontal cortex during an Implicit Association Test", *Neuroscience Letters*.
- [6] Gladwin, den Uyl, et al. (2012), "Enhancement of selective attention by tDCS: Interaction with interference in a Sternberg task", *Neuroscience Letters*.
- [7] Mulquiney, Hoy, et al. (2011), "Improving working memory: Exploring the effect of transcranial random noise stimulation and transcranial direct current stimulation on the dorsolateral prefrontal cortex", *Clinical Neurophysiology*.
- [8] Nelson, McKinley, et al. (2016), "The Effects of Transcranial Direct Current Stimulation (tDCS) on Multitasking Throughput Capacity", *Frontiers in Human Neuroscience*.
- [9] Nitsche, Paulus, et al. (2000), "Excitability changes induced in the human motor cortex by weak transcranial direct current stimulation", *The Journal of Physiology*.
- [10] Oliveira, Zanão, et al. (2012), "Acute working memory improvement after tDCS in antidepressant-free patients with major depressive disorder", *Neuroscience Letters*.
- [11] Román, Lewis, et al. (2016), "Gray matter responsiveness to adaptive working memory training: a surface-based morphometry study", *Brain Struct Function*.





# USE OF FREQUENCY FEATURES OF HD-EMG IN IDENTIFICATION OF UPPER-LIMB MOTOR TASK

Mislav Jordanić

Department of Automatic Control (ESAI), Biomedical Engineering Research Centre (CREB), Universitat Politècnica de Catalunya (UPC), Biomedical Research Networking Center in Bioengineering, Biomaterials and Nanomedicine (CIBER-BBN), Barcelona, Spain

Mónica Rojas-Martínez

Bioengineering Department, El Bosque University, Bogotá, Colombia  
Department of Automatic Control (ESAI), Biomedical Engineering Research Centre (CREB), Universitat Politècnica de Catalunya (UPC), Biomedical Research Networking Center in Bioengineering, Biomaterials and Nanomedicine (CIBER-BBN), Barcelona, Spain

Miguel Ángel Mañanas

Department of Automatic Control (ESAI), Biomedical Engineering Research Centre (CREB), Universitat Politècnica de Catalunya (UPC), Biomedical Research Networking Center in Bioengineering, Biomaterials and Nanomedicine (CIBER-BBN), Barcelona, Spain

Joan Francesc Alonso

Department of Automatic Control (ESAI), Biomedical Engineering Research Centre (CREB), Universitat Politècnica de Catalunya (UPC), Biomedical Research Networking Center in Bioengineering, Biomaterials and Nanomedicine (CIBER-BBN), Barcelona, Spain

## Abstract

*Myoelectric activity is often used for the identification of motor tasks. This paper investigates effect of frequency features in the identification of four motor tasks of the upper-limb (flexion, extension, supination, and pronation). Furthermore, identification of effort level was evaluated, as well as task identification during fatiguing measurement. Although high identification results were obtained, frequency measures proved to be useful only for the identification of tasks, whereas they are not valuable for identification of effort levels nor for the identification during fatigue.*

**Key Words:** myoelectric control, high density EMG, pattern recognition, rehabilitation

## 1 INTRODUCTION

Surface electromyography (EMG) is the noninvasive method of recording myoelectric activity with electrodes mounted on the surface of the skin. It is composed of action potentials traveling along muscle fibers during the contraction and is directly proportional to the neural impulses which trigger them [1]. Therefore, EMG signal is rich in neuromuscular information and can be used for the extraction of motor task control strategies [2].

Although this approach has been widely studied during the past decades in the academic community, it still remains an open problem. Traditional, commercially used prosthesis control uses simple threshold-based method [3]. EMG of two muscles (usually agonist-antagonist muscle pair) is measured and if EMG intensity of one muscle exceeds the threshold, movement in one direction is activated, whereas if intensity of other muscle exceeds the threshold, movement in other direction is activated. This approach can control only one Degree-of-Freedom (DoF) at the time. For control of prosthesis with multiple DoFs, user has to change the active DoF by switch button, or by co-activating both muscles [4].

During the years, many improvements have been made to traditional prosthesis control and pattern-recognition approach is considered to be the current state-of-the-art [5]. Using this approach, task associated to any DoF can be activated at any time, without the need for switching between DoFs. Many authors agree that the choice of the classifier is not very important for the task identification and simple and fast classifiers are recommended, such as linear discriminant analysis (LDA) [5]. On the other hand, there is an open debate on the use of the features for classification. The features calculated in the time domain are mostly used because of the simplicity and good performance, but authors also suggest features calculated in frequency domain and in time-frequency domain [6].

On the other hand, our group recently proposed the use of spatial features extracted from high density electromyography (HD-EMG) in healthy subjects [7][8], but also in patient with spinal cord injury [9][10]. HD-EMG is a multichannel EMG recording technique where electrodes are positioned in 2D grid, providing more information on the myoelectric activity [11].

This paper investigates the combination of intensity and frequency of HD-EMG as features in task identification based on the LDA. Eight healthy volunteers performed four upper-limb tasks (flexion/extension and supination/pronation of the forearm) at three different effort levels while HD-EMG was recorded on five muscles involved in the tasks: biceps brachii, triceps brachii, brachioradialis, ancoenus, and pronator teres. Intensity of each muscle was calculated as the logarithm of the average RMS value of all channels recording that muscle. Two frequency measures often used in the literature were calculated for each muscle: average median frequency and average mean frequency. Former was calculated by averaging median frequencies obtained for each channel in the muscle, whereas later was calculated by averaging mean frequencies.

Combination of intensities and average median frequencies, as well as combination of intensities and average mean frequencies were evaluated as features in the identification of task, but also in the identification of effort levels. What is more, the performance of this features was tested during fatiguing exercises. The results were compared with the identification based only on intensity features.

## 2 METHODOLOGY

Eight healthy subjects (age:  $36 \pm 5$  years; height  $177 \pm 5$  cm; weight:  $75 \pm 9$  kg; body mass index:  $23.7 \pm 2.3$  kg/m<sup>2</sup>) were recruited for the experiment. They did not report any pain, previous injuries, or neuromuscular impairments related to the upper limb. During the experiment, subjects were seated uprightly in front of the table, with their dominant arm fixed at wrist using the mechanical brace.

Three custom made electrode arrays were used for the recording. They were designed as silver-plated eyelets embedded in the nonconductive fabric in quadrature grid with 10 mm inter-electrode distance. Two electrode arrays (8 rows x 15 columns) were placed on the upper arm, one covering biceps brachii, and the other covering triceps brachii. Third electrode array was positioned on the forearm covering ancoenus, pronator teres, and brachioradialis muscles. Depending on the circumference of subject's limb, this electrode array had variable number of columns: 6 rows x 17 columns or 6 rows x 19 columns. After placing the

array, conductive gel was applied to each electrode through the eyelet.

HD-EMG monopolar signals were recorded using three commercially available EMG amplifiers manufactured by LISiN-OT Bioelettronica (128 channels, 2048 Hz sampling frequency, 10-750 Hz bandpass filter, 12 bit ADC). Additionally, exerted torque was measured on both sides of the mechanical brace using torque transducers (OT Bioelettronica, range 150 Nm).

During the experiment, subjects performed four different upper-limb isometric tasks at three different levels of effort, namely: flexion, extension, supination, and pronation of the forearm at 10% maximal voluntary contraction (MVC), 30% MVC, and 50% MVC. At the beginning of the protocol, maximal voluntary contraction (MVC) of each task was measured as the maximal of three consecutive trials. During the measurements, torque was displayed to subjects on the screen as a visual feedback.

Submaximal voluntary contractions were recorded with randomized order of tasks and effort levels. Duration of each measurement was 10 seconds and there were three minutes of rest between consecutive recordings to prevent the cumulative fatigue.

Finally, the endurance measurements were recorded where subjects performed each task at 50% MVC until failure. Recording protocol and measurement equipment were previously described in [12].

### 2.2 FEATURE EXTRACTION

HD-EMG signals were band-pass filtered using 4<sup>th</sup> order Butterworth filter with 15 Hz – 350 Hz cutoff frequencies. Following the procedure described in [12], channels corrupted with measurement artifacts were identified, and intensity activation maps were generated and segmented so only channels corresponding to electrodes covering the recorded muscles are kept.

Three measures for each muscle were investigated for classification:

- Intensity
- Median Frequency
- Mean Frequency

Intensity ( $Intensity_n$ ) was calculated as root-mean-square of EMG signal ( $ch_n$ ) recorded at channel  $n$ , whereas mean frequency ( $Fmean_n$ ) and median frequency ( $Fmed_n$ ) were calculated as mean and median frequencies of channel  $n$ , respectively:

$$Intensity_n = RMS(ch_n) \quad (1)$$

$$Fmean_n = \frac{\int_{15Hz}^{350Hz} f \cdot P_n(f) df}{\int_{15Hz}^{350Hz} P_n(f) df} \quad (2)$$

$$\int_{15\text{Hz}}^{F_{med_n}} P_n(f)df = \int_{F_{med_n}}^{350\text{Hz}} P_n(f)df \quad (3)$$

, where  $P_n$  is power spectrum estimated using Welch periodogram.

These values were then averaged over channels belonging to specific muscle to obtain a single measure per each of five muscles, namely average intensity (I), average mean frequency (MeanF), and average median frequency (MedianF):

$$I = \log_{10} \frac{1}{N} \sum_n Intensity_n \quad (4)$$

$$MeanF = \frac{1}{N} \sum_n Fmean_n \quad (5)$$

$$MedianF = \frac{1}{N} \sum_n Fmed_n \quad (6)$$

Note that logarithm of average intensity was calculated to address the nonlinearity, as previously suggested [7][8][9][10].

The features used in the movement identification were designed as combinations of these features: only average intensity (I), combination of average intensity and average mean frequency (I+MeanF), and combination of average intensity and average median frequency (I+MedianF).

Identification of task (4 classes) and identification of task and effort level (12 classes) were performed using LDA. Dataset was divided into training and test set using stratified sampling and ratio 70%-30%. Repeated holdout method was used to prevent Type III statistical error [13]. Results were expressed in terms of sensitivity ( $S$ ) and precision ( $P$ ) [14]:

$$S = \frac{TP}{TP + FN} \quad (7)$$

$$P = \frac{TP}{TP + FP} \quad (8)$$

, where  $TP$  stands for true positives,  $FN$  for false negatives, and  $FP$  for false positives [10].

Additionally, influence of fatigue on the identification of task was tested using the endurance measurements recorded in the last part of the protocol. Each measurement was divided in 5 time segments with equal duration. Classifier was trained using the first time segment, and evaluated using all five time segments.

## 2 RESULTS

Figures 1 and 2 show results of identification of task and identification of task and effort level, respectively. It can be noted that adding frequency features to intensity features when identifying task significantly outperforms identification using only intensity features ( $p < 0.05$ ). I+Fmean performs slightly better than I+Fmed, but the difference is not

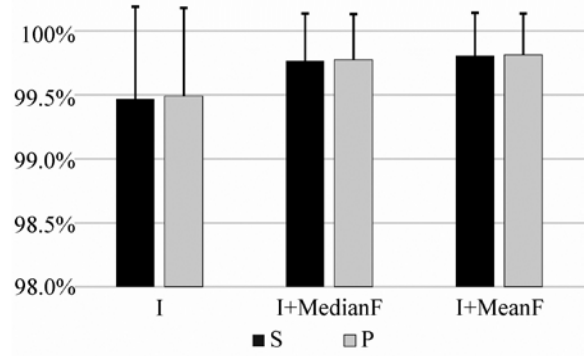


Figure 1: Sensitivity ( $S$ ) and precisión ( $P$ ) of identification of task using I, I+MedianF, and I+MeanF features

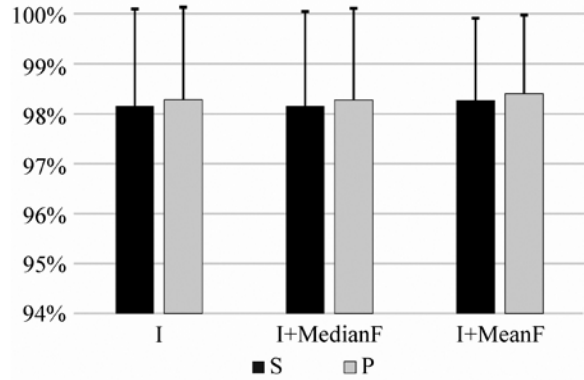


Figure 2: Sensitivity ( $S$ ) and precisión ( $P$ ) of identification of task and effort level using I, I+MedianF, and I+MeanF features

statistically significant (p.n.s.). On the other hand, I+Fmean performs better than other features in identification of task and effort level, but the difference is not statistically significant (p.n.s.).

To analyze further the ability of the classifier to discriminate between specific effort levels, additional test was performed: effort level was identified for each task separately. This implies the use of four different classifiers, one for each task, which identify three effort levels. Only features related to the agonist and antagonist muscle pairs were used, as described in [7]: biceps brachii and triceps brachii for flexion and extension, biceps brachii, brachioradialis, and anconeus for supination, and anconeus and pronator teres for pronation. Results of this analysis can be seen in Figure 3.

Results of task identification during fatigue can be seen in Figures 4 and 5. In this exercise, no significant differences were observed in performance of different feature sets (p.n.s.).

## 3 DISCUSSION

The aim of this paper is to evaluate some commonly used frequency measures in addition to classical intensity measure for the movement identification. Specifically, mean frequency and median frequency

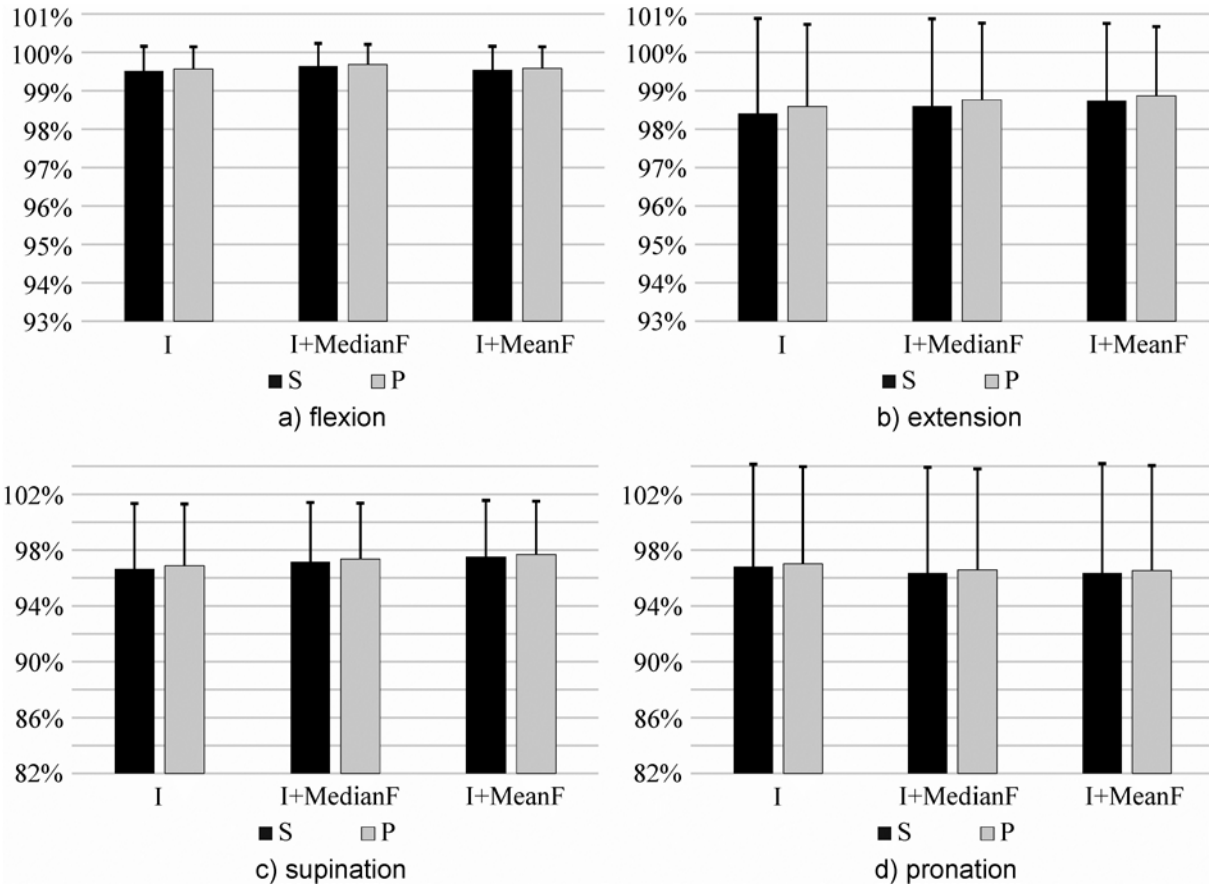


Figure 3: Sensitivity (S) and precision (P) of identification of effort levels of (a) flexion, (b) extension, (c) supination, and (d) pronation

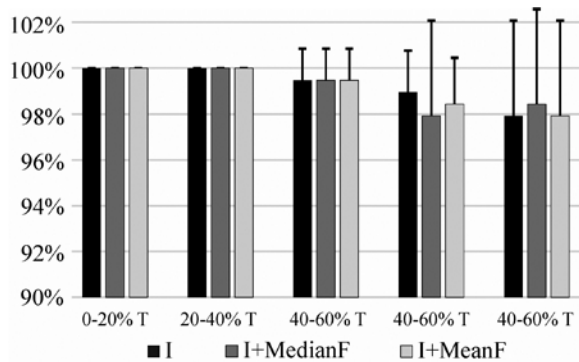


Figure 4: Influence of fatigue on sensitivity of task identification using I, I+MedianF, and I+MeanF

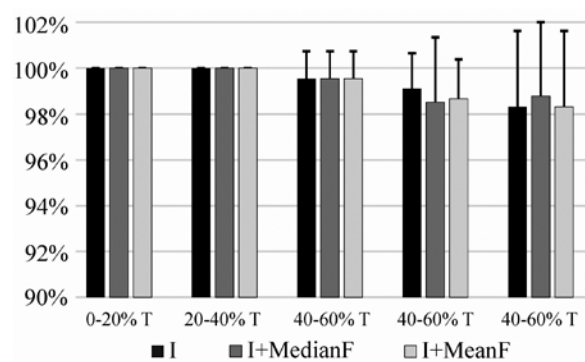


Figure 5: Influence of fatigue on precision of task identification using I, I+MedianF, and I+MeanF

were evaluated in combination with the RMS value of the myoelectric signal. Simple and fast linear classifier was used to identify between tasks and effort levels.

Results prove that the identification of task can be significantly improved by adding the frequency features. On the other hand, although remarkable identification results in terms of sensitivity and precision were achieved for the identification of effort level, the improvement of adding frequency features to intensity features is not significant. In

figure 3 can be noted that effort levels are identified with higher success in flexion and extension than in pronation and supination. This could be explained by relatively larger surface of biceps brachii and triceps brachii muscles in comparison with forearm muscles, which results in higher number of electrodes covering upper-arm muscles, and lower amount of crosstalk.

When testing robustness of combination of intensity and frequency features to muscle fatigue, no significant differences were found in comparison

with using only intensity features. This result can be well explained by the fact that the frequency of the EMG signal is greatly influenced by the fatigue [15]. In fact, mean frequency and median frequency are measures often used to quantify and monitor muscle fatigue [16][17]. Since there is an obvious change in frequency during fatigue, this measure cannot be useful in task identification, an application in which features should be robust and independent of the fatigue.

As future works, spatial distribution of frequency features should be validated in the movement identification. It was already proven that spatial distribution of intensity can be a useful information in the identification, so it would be expected that spatial distribution of spectral content over the muscle area can be a useful information for task identification. On the other hand, since it is well known that frequency of EMG is related to muscle fatigue, frequency distribution of HD-EMG could be a valuable feature in fatigue monitoring.

### Acknowledgments

This work has been supported by the Spanish Ministry of Economy and Competitiveness (project DPI2014-59049-R) and by the grant for the recruitment of early-stage research staff (FI 2014) from the AGAUR, Generalitat de Catalunya, Spain.

### References

- [1] D. Farina, A. Holobar, R. Merletti, and R. M. Enoka, "Decoding the neural drive to muscles from the surface electromyogram," *Clin. Neurophysiol.*, vol. 121, no. 10, pp. 1616–1623, 2010.
- [2] N. Nazmi, M. Abdul Rahman, S.-I. Yamamoto, S. Ahmad, H. Zamzuri, and S. Mazlan, "A Review of Classification Techniques of EMG Signals during Isotonic and Isometric Contractions," *Sensors*, vol. 16, no. 8, p. 1304, 2016.
- [3] P. A. Parker and R. N. Scott, "Myoelectric control of prostheses," *Crit. Rev. Biomed. Eng.*, vol. 13, no. 4, pp. 283–310, 1986.
- [4] D. Farina, R. Merletti, and R. M. Enoka, "The extraction of neural strategies from the surface EMG: an update.," *J. Appl. Physiol.*, vol. 117, no. 11, pp. 1215–30, Dec. 2014.
- [5] M. Hakonen, H. Piitulainen, and A. Visala, "Current state of digital signal processing in myoelectric interfaces and related applications," *Biomed. Signal Process. Control*, vol. 18, pp. 334–359, 2015.
- [6] M. A. Oskoei and H. Hu, "Myoelectric control systems-A survey," *Biomed. Signal Process. Control*, vol. 2, no. 4, pp. 275–294, 2007.
- [7] M. Rojas-Martínez, M. a. Mañanas, J. F. Alonso, and R. Merletti, "Identification of isometric contractions based on High Density EMG maps," *J. Electromyogr. Kinesiol.*, vol. 23, no. 1, pp. 33–42, 2013.
- [8] M. Jordanić, M. Rojas-Martínez, M. A. Mañanas, J. F. Alonso, and H. R. Marateb, "A novel spatial feature for the identification of motor tasks using HD-EMG," *Sensors*, vol. Submitted, 2017.
- [9] M. Jordanic, M. Rojas-Martínez, M. A. Mañanas, and J. F. Alonso, "Spatial distribution of HD-EMG improves identification of task and force in patients with incomplete spinal cord injury," *J. Neuroeng. Rehabil.*, vol. 13, no. 1, p. 41, 2016.
- [10] M. Jordanić, M. Rojas-Martínez, M. A. Mañanas, and J. F. Alonso, "Prediction of isometric motor tasks and effort levels based on high-density EMG in patients with incomplete spinal cord injury," *J. Neural Eng.*, vol. 13, no. 4, p. 46002, 2016.
- [11] R. Merletti, A. Botter, A. Troiano, E. Merlo, and M. A. Minetto, "Technology and instrumentation for detection and conditioning of the surface electromyographic signal: State of the art," *Clin. Biomech.*, vol. 24, no. 2, pp. 122–134, 2009.
- [12] M. Rojas-Martínez, M. a Mañanas, and J. F. Alonso, "High-density surface EMG maps from upper-arm and forearm muscles.," *J. Neuroeng. Rehabil.*, vol. 9, p. 85, Jan. 2012.
- [13] F. Mosteller, "A k-Sample Slippage Test for an Extreme Population on JSTOR," *Ann. Math. Stat.*, vol. 19, no. 1, pp. 58–65, 1948.
- [14] D. Farina, R. Colombo, R. Merletti, and H. B. Olsen, "Evaluation of intra-muscular EMG signal decomposition algorithms.," *J. Electromyogr. Kinesiol.*, vol. 11, no. 3, pp. 175–187, 2001.
- [15] C. J. De Luca, "Myoelectrical manifestations of localized muscular fatigue in humans.," *Crit. Rev. Biomed. Eng.*, vol. 11, no. 4, pp. 251–79, Jan. 1984.
- [16] L. H. Lindstrom and R. I. Magnusson, "Interpretation of myoelectric power spectra: A model and its applications," *Proc. IEEE*, vol. 65, no. 5, pp. 653–662, 1977.
- [17] R. Merletti and L. R. Lo Conte, "Surface EMG signal processing during isometric contractions.," *J. Electromyogr. Kinesiol.*, vol. 7, no. 4, pp. 241–250, 1997.



# VALIDACIÓN DEL DISPOSITIVO LEAP MOTION PARA SU APLICACIÓN EN PACIENTES CON TETRAPLEJIA

Ana de los Reyes-Guzmán<sup>1</sup>, Vicente Lozano-Berrio<sup>1</sup>, Miriam Salas-Monedero<sup>1</sup>, Angel Gil-Agudo<sup>2</sup>

1 Unidad de Biomecánica y Ayudas Técnicas. Hospital Nacional de Paraplégicos (SESCAM),

2 Servicio de Rehabilitación. Hospital Nacional de Paraplégicos (SESCAM),

[adlos@sescam.jccm.es](mailto:adlos@sescam.jccm.es), [vlozanob@sescam.jccm.es](mailto:vlozanob@sescam.jccm.es), [miriam.salas@alu.uclm.es](mailto:miriam.salas@alu.uclm.es), [amgila@sescam.jccm.es](mailto:amgila@sescam.jccm.es)

## Resumen

*El controlador de movimiento Leap Motion es un dispositivo desarrollado para manipular aplicaciones de realidad virtual mediante gestos y movimientos de la mano, que no ha sido diseñado ni desarrollado específicamente para propósitos de rehabilitación. Por esta razón, el dispositivo ha de ser validado para su uso en pacientes con afectación de la función del miembro superior como, por ejemplo, ocurre tras una lesión medular (LM) cervical.*

*El propósito de este estudio preliminar es analizar la viabilidad de usar Leap Motion para estimar la función de la mano de forma objetiva en pacientes con tetraplejia.*

*En el estudio han participado 8 personas sanas y 4 pacientes con LM cervical. Cada sujeto realizó movimientos analíticos sobre el Leap Motion, mientras los datos se registraban mediante la SDK del dispositivo programada en C#. Se analizaron los movimientos analíticos de flexión-extensión de la articulación de la muñeca y del dedo índice, la pinza término-terminal entre el pulgar y los demás dedos de la misma mano y la pinza palmar. Además, se registró una posición estática de la mano del paciente. En todos los casos, se obtuvo la tasa de ajuste entre la imagen capturada de la mano del sujeto y el modelo biomecánico de la mano interno a Leap Motion, y los resultados se compararon entre la condición sana y patológica. Los valores de esta variable oscilan entre 0 y 1.*

*La tasa de ajuste obtenida fue similar en el registro estático de la mano entre los sujetos sanos y pacientes con lesión medular, con unos valores medios de 0.904 y 0.855, respectivamente. Sin embargo, en los movimientos de la mano analizados, la tasa de ajuste fue menor en general, pero en algunos casos se obtuvieron correlaciones elevadas entre el ajuste de la mano del paciente con el modelo biomecánico. La tasa más elevada se obtuvo en el movimiento de flexión-extensión del dedo índice con un valor medio de 0.875 (0.097) para las personas sanas y 0.741(0.183) para pacientes con LM. En cuanto a la destreza y motricidad fina, se obtuvo mejor ajuste en la pinza término-terminal que en la*

*pinza palmar en personas sanas (0.808 vs 0.704) y pacientes (0.805 vs 0.667).*

*Este estudio preliminar sugiere que el dispositivo Leap Motion parece ser viable para estimar la función de la mano durante la ejecución de movimientos analíticos, susceptibles de ser rehabilitados tras una lesión medular. Para propósitos de rehabilitación, la fiabilidad en la estimación del movimiento de la mano se debería analizar durante la ejecución de movimientos funcionales.*

**Palabras Clave:** Lesión medular, Miembro superior, Rehabilitación, Mano, Leap Motion Controller.

## 1 INTRODUCCIÓN

La pérdida de la función motora es una consecuencia tras una Lesión Medular (LM). La incidencia de la LM varía enormemente desde 12.1 a 57.8 casos por millón dependiendo de los países [1]. Más del 50% de las personas con LM tienen alterada la función de los miembros superiores (MS), experimentando limitaciones en la realización de tareas funcionales y actividades de la vida diaria. En este contexto, uno de los objetivos de la rehabilitación es lograr el máximo nivel de independencia del paciente en la realización de actividades de la vida diaria [2,3].

Por ello, se ha detectado dentro del entorno clínico la necesidad de valorar la función del MS de forma objetiva, con el propósito de cuantificar el déficit funcional y analizar el progreso de los pacientes durante determinados tratamientos. Un ejemplo de objetividad la aportan los estudios cinemáticos, que analizan movimientos funcionales y gestos relacionados con actividades de la vida diaria en personas sanas [4,5] y en patologías del Sistema Nervioso Central como ACV [6,7], Parálisis Cerebral [8,9] y Lesión Medular [10]. Estos estudios se suelen realizar mediante el uso de tecnologías muy costosas, como equipos de fotogrametría [5,7-10] y redes de sensores inerciales [6].



El uso de estos equipos requiere personal cualificado para la correcta instrumentación del paciente. Este hecho, unido al elevado coste de los equipos, hace que las valoraciones se realicen en el ámbito clínico del laboratorio sin poder extrapolar estas mediciones y terapias al domicilio del paciente. Además, las dimensiones de algunos de estos equipos condicionan a que las valoraciones se puedan realizar únicamente en población adulta. Esto se traduce en una duplicidad del coste de equipamiento para acceder a toda la población.

Esta experiencia previa ha permitido detectar nuevas necesidades en el paciente y en la forma de administrar tratamientos, encaminando esta nueva investigación hacia el uso de tecnologías de bajo coste, aprovechando las ventajas y beneficios que ofrece la Realidad Virtual en el contexto de la rehabilitación [11]. Un ejemplo de estas tecnologías es el controlador de movimiento Leap Motion (LMC) [12], que es un dispositivo desarrollado para manipular aplicaciones de realidad virtual mediante gestos y movimientos de la mano, que no ha sido diseñado ni desarrollado específicamente para propósitos de rehabilitación. Por esta razón, el dispositivo ha de ser validado para su uso en pacientes con afectación de la función del miembro superior como, por ejemplo, ocurre tras una lesión medular (LM) cervical.

Se tiene evidencia de estudios que han validado la precisión de las mediciones del LMC [13,14]. Un estudio posterior analiza la capacidad de LMC para capturar de forma precisa la cinemática del MS en cuanto al movimiento de la articulación de la muñeca y el antebrazo en sujetos sanos, utilizando un equipo de fotogrametría [15]. Sin embargo, no se han encontrado estudios que hayan validado las mediciones cinemáticas de este dispositivo en poblaciones con patología neurológica. Solamente se ha encontrado un estudio clínico en el que pacientes con ACV realizan una terapia del MS a través de LMC y estos resultados se correlacionan con resultados de escalas clínicas [16].

El propósito de este estudio preliminar es analizar la viabilidad de usar LMC para estimar la función de la mano de forma objetiva en pacientes con LM cervical.

## 2 METODOLOGÍA

### 2.1 PARTICIPANTES

En este estudio preliminar han participado 8 sujetos sanos y 4 pacientes con LM cervical incompleta. Dos de los pacientes padecían una LM cervical baja, de los niveles C7 y C8 ASIA C, mientras que los otros

dos padecían una LM cervical media de nivel C6 ASIA C y D, respectivamente. Las características demográficas y antropométricas de ambos grupos fueron similares. Todos los sujetos cumplieron los criterios de inclusión y firmaron el correspondiente consentimiento informado. El nivel de lesión de los pacientes, así como su severidad, se determinó por medio de una exploración neurológica realizada por el médico especialista [17]. El estudio fue aprobado por el Comité de Ética.

### 2.2 CONTROLADOR DE MOVIMIENTO LEAP MOTION

El controlador de movimiento Leap Motion (LMC; Leap Motion, Inc., San Francisco, CA, USA) es un dispositivo diseñado para controlar aplicaciones mediante gestos de la mano. Consta de tres sensores emisores de luz infrarroja y dos cámaras. Es un dispositivo pequeño y rectangular (13 mm x 13 mm x 76 mm) que pesa 45 g. Se trata de un sistema de captura óptico que, a través de sus algoritmos internos, ofrece la posición en el espacio cartesiano de objetos predefinidos como las manos y los dedos. Las posiciones medidas son relativas respecto al origen de LMC, situado en la posición del segundo sensor infrarrojo. La precisión de LMC es de 0,2 mm en condición estática [14]. El dispositivo se conecta al ordenador vía USB y es compatible con Mac y Windows. En este trabajo se utilizó un ordenador con procesador i7, 12 GB de RAM y tarjeta gráfica dedicada, trabajando bajo Windows 10.

Algunos dispositivos, como Microsoft Kinect, pueden capturar amplios rangos de movimiento del cuerpo. Sin embargo, LMC captura el movimiento de las manos y, por tanto, es más viable para trabajar movimientos finos del miembro superior y la función de la mano. La Figura 1 muestra un sujeto controlando una aplicación de realidad virtual mediante Leap Motion.

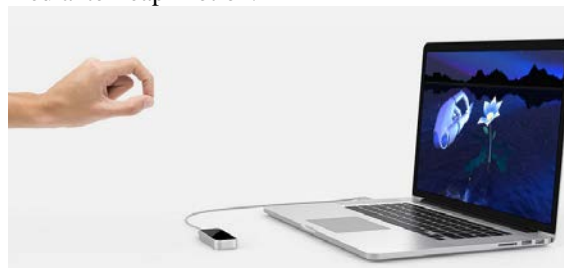


Figura 1: Un sujeto controla la aplicación de Realidad Virtual mediante Leap Motion (Leap Motion Inc.)

### 2.3 ADQUISICIÓN DE DATOS Y ANÁLISIS CINEMÁTICO

Todos los sujetos realizaron la prueba en sedestación frente a una mesa regulable en altura. Los pacientes lo realizaron en su propia silla de ruedas. La altura de la mesa se adaptó en cada caso de forma que el codo, apoyado sobre la mesa, estuviera flexionado 90°. El sensor se ubicó entre el sujeto y el ordenador, a una distancia que permitiese que la mano quedase sobre el sensor con el antebrazo apoyado sobre el borde de la mesa o sobre el reposabrazos de la silla de ruedas y evitando la realización de movimientos de compensación de tronco. Se analizó el brazo dominante.

En cada sujeto se registraron la posición estática de la mano y una serie de movimientos analíticos de la mano y de los dedos. Se registraron las pinzas término-terminal entre el pulgar con los dedos índice, corazón y anular, la pinza palmar y los movimientos de flexión-extensión de muñeca y del dedo índice. También se registró el trazado de la letra *a*, a modo de seguimiento de trayectoria. Cada movimiento se realiza tres veces.

Con el objetivo de producir datos cinemáticos, el LMC adquiere imágenes del entorno, y usa técnicas de reconocimiento de objetos para identificar los miembros superiores en el campo de visión del sensor. La web oficial de LMC proporciona una explicación sobre cómo LMC captura las imágenes [12]. A partir de las imágenes capturadas, el software de LMC estima la cinemática articular. Detalles sobre cómo LMC optimiza los algoritmos para estimar los datos cinemáticos no están disponibles públicamente.

Usando el Software Development Kit (SDK) del LMC (versión 2.3.1), se programó y modificó una parte del software de adquisición de datos en C# para cuantificar los movimientos realizados por el paciente. Se programó el movimiento de flexión-extensión de la muñeca y del dedo índice discriminando entre los recorridos de flexión y extensión. Se programó la variable *PinchStrength* que informa acerca del nivel de ejecución de la pinza término-terminal y la variable *GraspStrength* que informa sobre el nivel de ejecución del cierre de la mano. Por último, se obtuvo la tasa de ajuste entre las imágenes capturadas por el LMC con el modelo software interno. Finalmente, el programa se modificó para salvar todos los datos en un fichero texto para posterior análisis.

La validación del LMC, objetivo de este trabajo, para su utilización en el entorno clínico en pacientes con LM con idea de cuantificar la función de la mano, se realizó en base a la tasa de ajuste antes mencionada

para cada movimiento analizado. El valor de esta variable oscila entre 0 y 1 de forma que cuanto más próximo a 1, mayor es la tasa de ajuste y más fiable es la estimación de ese movimiento.

### 2.4 ANÁLISIS ESTADÍSTICO

Se obtuvo la estadística descriptiva (SPSS 17.0 para Windows) con intervalo de confianza del 95% para los dos grupos analizados, sanos y pacientes con LM cervical. Para detectar posibles diferencias entre los dos grupos analizados se utilizó el test no paramétrico de Kruskal-Wallis. Los resultados se han analizado de forma global, expresando los resultados como la mediana y rango intercuartílico dentro de ambos grupos.

## 3 RESULTADOS

Los resultados óptimos, en cuanto a la tasa de ajuste y fiabilidad de la estimación de los movimientos realizados, se obtuvieron registrando los movimientos con la mano abierta.

En la tabla 1 se muestran los resultados obtenidos en la variable tasa de ajuste para los dos grupos analizados, el de sujetos sanos y pacientes con LM cervical.

Tabla 1: Fiabilidad en la estimación de posición estática y movimientos analíticos de la mano con Leap Motion

Variables	SANOS	LM CERVICAL
Estática	0.904(0.110)	0.855(0.160)
Pinza término-terminal	0.808(0.065)	0.805(0.130)
Pinza palmar	0.704(0.110)	0.667(0.126)
Flex-ext muñeca	0.632(0.131)	0.607(0.043)
Flex-ext índice	0.875(0.097)	0.741(0.183)
Trazado trayectoria	0.716(0.141)	0.708(0.135)

No se encontraron diferencias estadísticamente significativas entre los sujetos sanos y pacientes en los movimientos analizados en cuanto a la variable tasa de ajuste. No obstante, el valor de esta variable es mayor en los sujetos sanos que en los pacientes para todos los movimientos analizados. También la amplitud del rango intercuartílico es mayor prácticamente para la totalidad de los movimientos analizados, encontrándose mayor dispersión en el grupo de pacientes.

La tasa de ajuste fue elevada en ambos grupos en las mediciones de la posición estática, y en los movimientos de la mano durante la ejecución de la

pinza término-terminal, flexión-extensión del dedo índice y el seguimiento de la trayectoria. En el análisis del gesto de la pinza palmar el resultado es moderado en el grupo de pacientes. En este caso, el paciente con más afectación funcional del MS no llegó a realizar este movimiento al no tener capacidad para abrir y cerrar la mano.

Por último, en el movimiento de flexión-extensión de muñeca es donde se obtuvieron los peores resultados, siendo moderada la tasa de ajuste en ambos grupos analizados. En la figura 2 se muestra el movimiento de flexión-extensión de la muñeca expresado en grados (curva azul), del paciente con menos afectación de la función del MS, discriminando entre los dos recorridos, flexión el positivo y extensión el negativo.

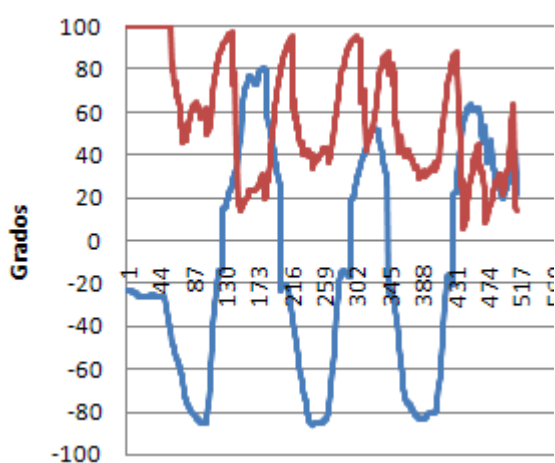


Figura 2: Movimiento de flexión-extensión realizado por un paciente con LM cervical. La parte positiva corresponde al movimiento de flexión y la negativa al movimiento de extensión (curva azul). La tasa de ajuste durante este movimiento se expresa en porcentaje (curva roja).

En esta figura se muestra también la curva correspondiente a la tasa de ajuste entre la imagen capturada de la mano del paciente y el modelo interno de Leap Motion durante la ejecución del movimiento de flexión-extensión de la muñeca (curva roja). En esta figura la tasa de ajuste se expresa en porcentaje. Se observa que los valores mínimos de la tasa de ajuste se corresponden con los máximos y mínimos del recorrido articular de la muñeca en este movimiento.

Sin embargo, durante la ejecución de determinados movimientos funcionales, como el trazado de la letra *a* en el aire, la tasa de ajuste fue elevada en ambos grupos de sujetos durante la ejecución de todo el movimiento.

## 4 DISCUSIÓN

Este estudio preliminar sugiere que el dispositivo Leap Motion parece ser viable para estimar la función de la mano durante la ejecución de movimientos analíticos, susceptibles de ser rehabilitados tras una lesión medular.

Se tiene evidencia de estudios que han validado las mediciones realizadas con LMC [13,14]. Sin embargo, estos estudios no han analizado la capacidad de Leap Motion para estimar variables cinemáticas. Sólo se tiene evidencia de un estudio en el que se valida el movimiento de flexión-extensión de la muñeca y la pronación-supinación del antebrazo en sujetos sanos, utilizando un equipo de fotogrametría [15]. Los autores analizaron tres posturas de la mano para estimar los movimientos y obtuvieron como óptimas, las estimaciones realizadas con la mano abierta.

En este estudio, se han validado movimientos analíticos de la mano capturados a partir de Leap Motion, con idea de que estas medidas cuantitativas nos sirvan para valorar la función de la mano de forma objetiva. Para ello, se han controlado las variables que más influyen en las estimaciones. Por un lado se han controlado las condiciones de iluminación y el procesador utilizado. Los resultados óptimos se han obtenido con un procesador i7 y tarjeta gráfica dedicada. Además, otro factor que influye es la postura de la mano. Se han tenido en cuenta los resultados del trabajo realizado por Smeragliuolo et al. [15], y los movimientos de la mano se han realizado con la mano abierta en la medida de lo posible. Se ha analizado la fiabilidad, la tasa de ajuste entre la imagen capturada de la mano y el modelo de la mano interno a Leap Motion. Se han analizado sujetos sanos y pacientes con LM cervical con el objetivo de saber si había diferencias entre la condición sana y patológica. Aunque los resultados en la tasa de ajuste han sido mayores en los sanos que en los pacientes, no se han encontrado diferencias estadísticamente significativas.

Esta variable, la tasa de ajuste, se analiza durante la postura estática y durante la ejecución de pinza término-terminal, pinza palmar, flexión-extensión de muñeca, flexión-extensión dedo índice y el movimiento de seguimiento de una trayectoria, concretamente el trazado de la letra *a*. Esta tasa de ajuste medida ha sido elevada o moderada para los movimientos de la mano realizados. Sin embargo, a partir de los resultados obtenidos, se deduce que el movimiento de flexión-extensión de la muñeca merece especial atención. Los resultados obtenidos para este movimiento han sido moderados en ambos grupos de sujetos, sanos y pacientes. Smeragliuolo et al., en su estudio, llegó a la conclusión de que LMC

detectaba el movimiento de flexión-extensión de muñeca con una precisión aceptable, obteniendo el mayor nivel de acuerdo entre LMC y el equipo de fotogrametría entre los 25° de flexión y los 45° de extensión [15]. En nuestro estudio, hemos pedido a cada participante que realice el máximo recorrido posible de la articulación de la muñeca. Por tanto, se debe poner especial énfasis en ver cómo varía la tasa de ajuste medida durante los movimientos realizados en función de los recorridos articulares alcanzados.

Por último, conviene tener en cuenta las limitaciones presentes en el estudio. Algunas de ellas son inherentes al LMC. Los resultados medidos con este dispositivo están muy influenciados por las condiciones del entorno. Este aspecto obliga a seguir un protocolo experimental que asegure condiciones similares a la hora de hacer las mediciones. Por otro lado, Smeragliuolo et al. concluye su estudio haciendo hincapié en la necesidad de validar este dispositivo en poblaciones con patología que entre sus consecuencias tengan afectación de la función de los miembros superiores. Trasladar los estudios experimentales a las poblaciones con patología siempre supone un reto. En nuestro caso se trata de pacientes con LM cervical, que tienen más o menos afectación del MS dependiendo del nivel de lesión cervical y de su severidad. El uso óptimo de LMC es con la mano paralela al sensor, con la superficie palmar hacia abajo. Si se trabaja con supinación completa de antebrazo, el dispositivo LMC confunde la superficie dorsal de la mano derecha con la palmar de la mano izquierda, haciendo una estimación errónea del movimiento de la mano. Esta limitación del LMC será visible en pacientes con LM cervical completa a nivel C5, que para poder realizar determinados movimientos funcionales potencian fundamentalmente con los músculos bíceps y supinadores del antebrazo. Este aspecto sugiere la necesidad de utilizar el LMC en un entorno supervisado y con instrucción por parte del terapeuta.

Otras limitaciones son propias de este estudio. Se trata de un estudio preliminar con una muestra de pacientes muy limitada. Se ha hecho una generalización dentro del grupo de pacientes con el objetivo de detectar posibles diferencias con los sanos. Sin embargo, la limitación mostrada en el párrafo anterior, obliga a hacer un estudio detallado por niveles de LM cervical, distinguiendo entre LM cervicales medias y bajas, analizando la idoneidad del uso del LMC en estos casos.

## 5 CONCLUSIONES

Este estudio preliminar sugiere que el dispositivo Leap Motion parece ser viable para estimar la función de la mano durante la ejecución de

movimientos analíticos, susceptibles de ser rehabilitados tras una lesión medular, dentro de un entorno supervisado.

Para propósitos de rehabilitación, la fiabilidad en la estimación del movimiento de la mano se debería analizar durante la ejecución de movimientos funcionales.

Es necesario un estudio más exhaustivo que, por niveles de lesión y en mayor número de pacientes, analice la idoneidad del uso de Leap Motion con el objetivo de analizar la función de la mano de forma objetiva en el paciente tetrapléjico.

## Agradecimientos

Este trabajo forma parte del Proyecto de Investigación “Plataforma de bajo coste para rehabilitación del miembro superior basado en Realidad Virtual (RehabHand)” con referencia DPI2016-77167-R financiado por MINECO a través del Programa Estatal I+D+i orientado a los Retos de la Sociedad, convocatoria 2016 y cofinanciado con fondos FEDER.

## Referencias

- [1] Van den Berg, M.E.L., Castellote, J.M., Mahillo-Fernández, I., de Pedro-Cuesta, J. (2010). Incidence of spinal cord injury worldwide: a systematic review. *Neuro Epidemiology*, 34(3), 184-192
- [2] Beninato M, O’Kane KS, Sullivan PE (2004). Relationship between motor FIM and muscle strength in lower cervical-level spinal cord injuries. *Spinal Cord*, 42(9), 533-540.
- [3] Schmitz TJ (2001) Traumatic spinal cord injury. In: Sullivan SB, Schmitz TJ (eds.) *Physical Rehabilitation: Assessment and Treatment*, 4th edn. F.A. Davis Company: Philadelphia, pp 873–923.
- [4] Merlo, A., Longhi, M., Giannotti, E., Prati, P., Giacobbi, M., Ruscelli, E., ... & Mazzoli, D. (2013). Upper limb evaluation with robotic exoskeleton. Normative values for indices of accuracy, speed and smoothness. *NeuroRehabilitation*, 33(4), 523-530.
- [5] Murgia, A., Kyberd, P., & Barnhill, T. (2010). The use of kinematic and parametric information to highlight lack of movement and

- compensation in the upper extremities during activities of daily living. *Gait & posture*, 31(3), 300-306.
- [6] Thies, S. B., Tresadern, P. A., Kenney, L. P., Smith, J., Howard, D., Goulermas, J. Y., ... & Rigby, J. (2009). Movement variability in stroke patients and controls performing two upper limb functional tasks: a new assessment methodology. *Journal of neuroengineering and rehabilitation*, 6(1), 2.
- [7] Murphy, M. A., Willén, C., & Sunnerhagen, K. S. (2011). Kinematic variables quantifying upper-extremity performance after stroke during reaching and drinking from a glass. *Neurorehabilitation and neural repair*, 25(1), 71-80.
- [8] Jaspers, E., Desloovere, K., Bruyninckx, H., Klingels, K., Molenaers, G., Aertbeliën, E., ... & Feys, H. (2011). Three-dimensional upper limb movement characteristics in children with hemiplegic cerebral palsy and typically developing children. *Research in developmental disabilities*, 32(6), 2283-2294.
- [9] Butler, E. E., Ladd, A. L., LaMont, L. E., & Rose, J. (2010). Temporal-spatial parameters of the upper limb during a reach & grasp cycle for children. *Gait & posture*, 32(3), 301-306.
- [10] de los Reyes-Guzmán, A., Gil-Agudo, A., Peñasco-Martín, B., Solís-Mozos, M., del Ama-Espinosa, A., & Pérez-Rizo, E. (2010). Kinematic analysis of the daily activity of drinking from a glass in a population with cervical spinal cord injury. *Journal of neuroengineering and rehabilitation*, 7(1), 41.
- [11] Laver, K., George, S., Thomas, S., Deutsch, J. E., & Crotty, M. (2012). Virtual reality for stroke rehabilitation. *Stroke*, 43(2), e20-e21.
- [12] Leap Motion. <https://www.leapmotion.com/> (Último acceso: 26/05/2017).
- [13] Guna, J., Jakus, G., Pogačnik, M., Tomažič, S., & Sodnik, J. (2014). An analysis of the precision and reliability of the leap motion sensor and its suitability for static and dynamic tracking. *Sensors*, 14(2), 3702-3720.
- [14] Weichert, F., Bachmann, D., Rudak, B., & Fisseler, D. (2013). Analysis of the accuracy and robustness of the leap motion controller. *Sensors*, 13(5), 6380-6393.
- [15] Smeragliuolo, A. H., Hill, N. J., Disla, L., & Putrino, D. (2016). Validation of the Leap Motion Controller using marked motion capture technology. *Journal of biomechanics*, 49(9), 1742-1750.
- [16] Iosa, M., Morone, G., Fusco, A., Castagnoli, M., Fusco, F. R., Pratesi, L., & Paolucci, S. (2015). Leap motion controlled videogame-based therapy for rehabilitation of elderly patients with subacute stroke: a feasibility pilot study. *Topics in stroke rehabilitation*, 22(4), 306-316.
- [17] Kirshblum SC, Burns SP, Biering-Sorensen F, et al. (2011). International standards for neurological classification of spinal cord injury. *The Journal of Spinal Cord Medicine*, 34(6) 535-546.

# COMPARACIÓN DE ESTRATEGIAS DE IMAGINACIÓN MOTORA EN INTERFACES CEREBRO COMPUTADOR: APLICACIÓN AL CONTROL DE UNA PINZA NEUMÁTICA

Eduardo Quiles

Instituto de Automática e Informática Industrial, Universitat Politècnica de València, equiles@isa.upv.es

Gemma Candela

Universidad Internacional de Valencia, gemma\_candela@yahoo.es

Álvaro Uriel

Instituto de Automática e Informática Industrial, Universitat Politècnica de València, alvarou93@gmail.com

Martín Mellado

Instituto de Automática e Informática Industrial, Universitat Politècnica de València, martin@ai2.upv.es

Ferran Suay

Departament de Psicobiologia, Facultat de Psicologia, Universitat de València, suay@uv.es

## Resumen

*La tecnología basada en interfaces cerebro computador (BCI) ha estado bajo investigación desde hace varias décadas. Sin embargo sus aplicaciones prácticas han sido en su mayoría soluciones adaptadas para usuarios individuales. Para convertirse en una alternativa extendida de uso clínico aún deben mejorarse varios aspectos relativos a su conveniencia, aplicabilidad y rendimiento.*

*Para facilitar la implementación de sistemas BCI, se presenta un sistema de control BCI no invasivo basado en la medida de la señal EEG. Se implementa una pinza robótica donde el posicionamiento lineal y la apertura y cierre pueden controlarse mediante la imaginación motora del usuario.*

*La eficacia del uso del prototipo se ha probado con una población de amplia de usuarios. Se ha evaluado la eficacia del control y se ha comparado diferentes estrategias de control basadas en imaginación motora.*

**Palabras Clave:** Interfaces cerebro computador (BCI), EEG, imaginación motora, control.

## 1 INTRODUCCIÓN

Los interfaces cerebro computador (BCI) son sistemas de comunicación y control que una persona puede utilizar para comunicar su intención y actuar en el entorno directamente a partir de las mediciones de la actividad cerebral [13]. Los BCIs incluyen sensores que registran la actividad cerebral,

algoritmos que procesan esta información y hardware para interactuar con el entorno [7].

Los interfaces cerebro computador BCI pueden basarse en diferentes sensores que registran la actividad cerebral, como electroencefalografía (EEG), electrocorticografía (ECoG), magnetoencefalografía (MEG) o resonancia magnética funcional (fMRI), entre otros. Buscando un uso clínico extenso nos enfocamos en aplicaciones basadas en el registro de EEG debido a su carácter no invasivo y alta resolución temporal.

El potencial de BCI como sistemas de tecnología asistencial fue el motor principal para su desarrollo. Los pacientes que pueden beneficiarse más de esta tecnología son aquellos con capacidades limitadas de comunicación y movimiento [5]. Estas aplicaciones asistenciales incluyen protocolos de comunicación [11], control de brazos robot y neuro-prótesis [4], control de sillas de ruedas motorizadas [3] y control de diferentes sistemas de domótica [10]. La tecnología BCI ha estado bajo investigación durante varias décadas. A pesar de su potencial de aplicación los desarrollos existentes se han limitado fundamentalmente a soluciones ad hoc para usuarios individuales [2]. Por tanto los sistemas BCIs no son todavía una tecnología extendida en los protocolos médicos o de rehabilitación [9]. Existen diversos inconvenientes y debilidades que deben ser resueltas antes de que la tecnología BCI pueda tener un uso extensivo [6]. Se debe por ejemplo avanzar en la estandarización de protocolos y aplicaciones. También se debe mejorar la conveniencia de los sistemas de registro, reduciendo la necesidad de una calibración individual y recurrente del sistema a cada usuario y a cada aplicación y aumentando la



comodidad y confort en el uso de sistemas BCI no invasivos.

Una cuestión clave para la expansión de los sistemas BCI es la normalización de la programación y la comunicación, para que el diseñador pueda utilizar aplicaciones informáticas usuales para implementar sistemas de control BCI. Este trabajo presenta un método para desarrollar aplicaciones BCI que transfieren la intención del sujeto a un sistema SCADA de uso común para facilitar la interacción con diversos dispositivos de control. El control de una pinza robótica se presenta como un ejemplo de la metodología propuesta. En la sección 2 de este artículo se presenta el desarrollo de la aplicación de interfaz cerebro-computador y la implementación del actuador.

Actualmente se está trabajando para resolver los problemas que impiden el paso del laboratorio de investigación al uso extendido médico o recreacional de los BCI [15]. El éxito de la tecnología BCI depende de su fiabilidad y precisión, es decir, obtener un alto porcentaje en el número de veces que el sistema ejecuta la acción deseada por el sujeto. Este porcentaje de éxito dependerá del sujeto y del paradigma utilizado para la aplicación BCI.

La imaginación motora es una de las estrategias más utilizadas en el diseño de interfaces cerebro-computador. El pensamiento o realización de una acción motora genera en las áreas sensorio-motoras de la corteza cerebral una variación en las características de la señal EEG. Los ritmos mu y los ritmos beta se ven modificados no sólo por la ejecución de la acción sino también por su realización imaginada. La imaginación de acciones motoras supone normalmente una variación de la amplitud de los ritmos mu/beta en el córtex sensorio-motor [16]. Estas variaciones en el contenido espectral de la señal EEG asociadas al pensamiento de una determinada acción pueden ser empleadas por el sujeto para el control de un sistema BCI [8].

En la sección 3 de este artículo se comparan estrategias de control BCI diferentes basadas en la imaginación motora del movimiento de las extremidades por parte del usuario del sistema. Finalmente en la sección 4 se extraen algunas conclusiones relevantes.

## 2 MÉTODO

En la adquisición de datos EEG hemos seleccionado el amplificador Enobio de Neuroelectrics [1]. Enobio opera con tecnología inalámbrica y permite electrodos secos que facilitan la configuración experimental y el confort del usuario. Para adquirir la señal se eligen los canales F3, F4, C3, Cz, C4, T7, T8, Pz según el sistema internacional 10/20, sobre el área sensorio-motora, basándose en el tipo de

paradigma BCI de imaginación motora a implementar.

Para la implementación del sistema BCI utilizamos BCI2000 [14] por su uso y resultados contrastados [12]. Se seleccionó la tarea del cursor modificada para ser compatible con nuestro amplificador. Esta tarea se basa en la modulación de los ritmos mu/beta para controlar la posición de un cursor que aparece en la pantalla. La intención del usuario se refleja en cambios en la posición del cursor.

En el desarrollo de la aplicación de control se ha seleccionado el entorno de programación Labview para facilitar la conexión con dispositivos DAQ y el control de sistemas. La conexión entre Labview y BCI2000 se realiza basándose en un protocolo UDP. BCI2000 actúa como el servidor y Labview como cliente. La posición del cursor se envía a en tiempo real. Cuando el cursor alcanza su posición final se discierne la intención del usuario dependiendo de las coordenadas del cursor.

El prototipo de control desarrollado consiste en una pinza robótica unida a un cilindro neumático lineal (figura 1). La pinza puede abrirse o cerrarse, y moverse a lo largo de una guía horizontal. El movimiento horizontal se realiza con un actuador neumático con dos entradas de aire presurizado para mover el cilindro a izquierda y derecha. La parte móvil del cilindro está unida a un potenciómetro lineal. De esta manera podemos tener una tensión de referencia que indica la posición del cilindro. Un segundo cilindro neumático, más pequeño que el anterior, controla la apertura y el cierre de la pinza.

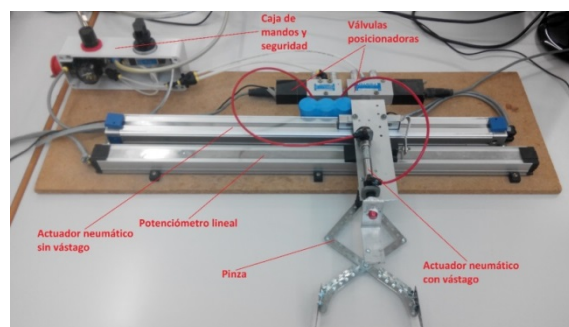


Figura 1: Actuador neumático y pinza

La señal de control se envía al cilindro neumático a través de un dispositivo de adquisición de datos USB-6008 de National Instruments. La posición del cilindro se selecciona de manera discreta. El usuario puede desplazar la parte móvil del cilindro a izquierda o derecha y puede abrir o cerrar la pinza, lo que permite tomar objetos y desplazarlos en una trayectoria rectilínea hasta la posición final deseada.

En el interfaz de usuario desarrollado (figura 2) se puede controlar el desplazamiento del cilindro hacia la derecha o la izquierda y la apertura o cierre de la pinza. Estas acciones se seleccionan según que el sujeto opte por una u otra de las opciones de

imaginación motora consideradas, como se especifica en el epígrafe siguiente. El sujeto dispone en cada instante de una selección binaria, una de las opciones de imaginación motora cambia el modo seleccionado en la pantalla, mientras que la otra opción implica aceptar el modo en el que se encuentra el selector de acción en la pantalla. Entonces el sistema realizará la acción programada para ese modo, es decir, moverá el cilindro a izquierda o derecha o abrirá o cerrará la pinza.

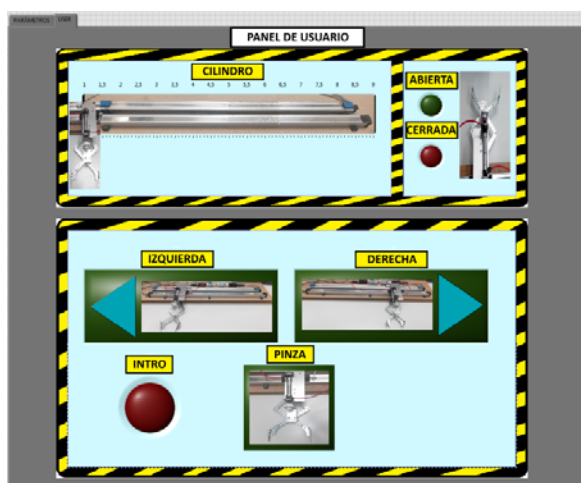


Figura 2: Interfaz de control de la pinza robótica

Mientras el sistema esté en cualquiera de los modos para mover el cilindro, tanto a derecha como a izquierda, se moverá 5 cm desde la posición inicial en la dirección seleccionada. En caso de estar en los límites definidos por el programador, el cilindro no superará dicha posición. Por otro lado, en caso de estar el sistema en modo "pinza" siempre que reciba el comando de acción cambiará a un estado opuesto a la actual, es decir, si la pinza está abierta se cierra y viceversa.

El interfaz de usuario se divide en dos zonas. La superior corresponde al área de visualización que supervisa el estado de los elementos del sistema. Muestra la posición del cilindro en una pantalla analógica y el estado de la pinza a través de dos indicadores de led, verde para indicar que la pinza está abierta y roja cuando está cerrada.

La segunda parte de la interfaz de usuario corresponde a la visualización del selector de posición. Hay tres imágenes que representan cada uno de los modos de operación explicados anteriormente. La imagen correspondiente al modo actual está retro-iluminada. Gracias a esta pantalla el usuario puede saber dónde llevar el cursor en cada intento para hacer que el sistema realice la acción deseada. Además, esta pantalla tiene un led rojo de retroalimentación que indica si el usuario ha ejecutado la opción seleccionada.

### 3 RESULTADOS

Para comparar las diferentes estrategias de control del sistema BCI se ensayó con una muestra amplia de sujetos (N=191). Se trata de estudiantes de la Facultat de Psicologia de la Universitat de València sin experiencia previa en sistemas BCI. Los sujetos completaron varios cuestionarios de personalidad, una prueba de atención (CPT) y una prueba Wisconsin.

Antes de comenzar las pruebas, los participantes realizaron un procedimiento de relajación facial progresiva de Jacobson guiado por instrucciones verbales grabadas que duró 180 segundos. Cada sesión experimental duró aproximadamente 30 minutos, organizada en 8 minutos de preparación e información, 3 minutos de relajación, 15 minutos de las tareas BCI y 4 minutos de finalización.

Los sujetos realizaron una tarea típica en el ensayo de sistemas BCI basados en imaginación motora, como es el control de un cursor que se desplaza hacia una diana ubicada en distintas posiciones de la pantalla del ordenador.

En un primer experimento participaron 50 sujetos, con una edad media de 20.18 años (DT=3.04). Se comparó una tarea de acción-relajación con una de acción-acción. En la tarea de acción-relajación (Hands/Relax Task: HRT) los sujetos tenían que imaginar movimiento de las manos para dirigir el cursor hacia la parte superior de la pantalla. Si querían guiar el cursor hacia la parte inferior de la pantalla, se les indicó que se relajaran. En la tarea de acción-acción manos/pies (Hands/Feet Task: HFT) tenían que imaginar movimiento de las manos para dirigir el cursor hacia la parte superior de la pantalla. Si querían guiar el cursor hacia la parte inferior, se les indicó que imaginaran movimiento de los pies.

En un segundo experimento participaron 141 sujetos, con una edad media de 18.09 años (DT=0.55). Se compararon dos tareas de acción-acción diferentes. La tarea de control basada en movimiento de manos/pies (HFT) se compara ahora con una tarea de mano derecha/mano izquierda (Right/Left Task: RLT). En el modo RLT las dianas aparecieron en los lados derecho e izquierdo de la pantalla y se pidió al participante que imaginara movimientos de la mano derecha para dirigir el cursor hacia el lado derecho y movimientos de la mano izquierda para dirigirlo hacia el lado izquierdo. Ambas condiciones experimentales fueron aleatorizadas en su orden de aplicación a cada sujeto. En todos los casos, los participantes fueron instruidos para no realizar ningún movimiento real.

Cada participante realizó un total de seis pruebas (tres para cada tipo de tarea) con una duración de 150 segundos cada una y se dividieron en ensayos de 20 segundos. En cada prueba, el cursor fue visible durante un máximo de 20 segundos durante el cual, pudieron obtener un éxito (el cursor alcanzó el



objetivo) o un fallo (el cursor llegó al lado opuesto). En ambos casos, se inició un nuevo ensayo. Si el período de 20 segundos terminaba sin que el cursor alcanzara a ninguno de los dos lados, se iniciaba un nuevo ensayo.

La figura 3 muestra el porcentaje de éxito para cada individuo en la tarea comparando la estrategia de control manos/relajación (HRT) y la estrategia de control manos/pies (HFT). Se muestra los resultados individuales para todos los sujetos ordenados de acuerdo a su desempeño en HRT.

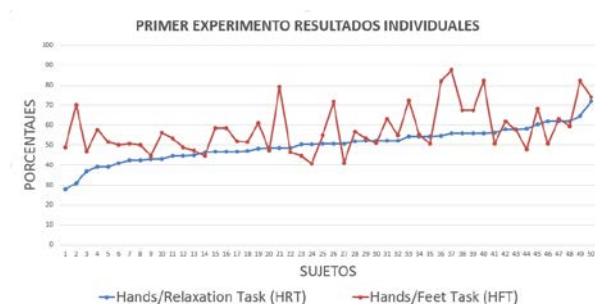


Figura 3. Comparación porcentaje de éxito por usuario para HRT vs HFT

La figura 4 muestra el porcentaje de éxito para cada individuo en la tarea comparando la estrategia de control mano derecha/mano izquierda (RLT) y la estrategia de control manos/pies (HFT). Se muestra los resultados individuales para todos los sujetos ordenados de acuerdo a su desempeño en RLT.



Figura 4. Comparación porcentaje de éxito por usuario para RLT vs HFT

La figura 3 sugiere que hay un mejor rendimiento en la tarea HFT que en la HRT. HFT dio un rendimiento más alto en 38 de 50 sujetos (76%). Esto se confirmó con una test de hipótesis de comparación de medias muestrales en el que se encontró una diferencia estadística significativa entre ambas estrategias. Los participantes alcanzaron significativamente menos control,  $t(49) = -4.667$ ,  $p < 0.001$ , en la estrategia HRT que en la HFT.

Puede plantearse la hipótesis de que para la mayoría de los sujetos es más fácil cambiar de una estrategia de acción a otra estrategia de acción (pensar en

mover ambas manos a pensar en mover ambos pies) que el cambiar de una estrategia de acción a una estrategia de relajación (pensar en mover ambas manos a pensar en no mover nada).

La figura 4 no permite afirmar que haya un mejor rendimiento general en una tarea que en la otra. HFT dio un rendimiento más alto en 87 de 141 sujetos (61.7%). Un test de hipótesis de comparación de medias muestrales, filtrando el 20% de sujetos que no habían alcanzado al menos un 50% de éxito en alguna de las tareas, no dio diferencias estadísticamente significativas de una manera concluyente entre ambas estrategias de control ( $t(112) = -1.703$ ,  $p = 0.091$ ). Sin embargo, existen diferencias individuales significativas para cada sujeto con respecto a ambas estrategias, como puede verse en dicha figura.

## CONCLUSIONES

La tecnología de interfaz cerebro-computador tiene un gran potencial para el control de dispositivos asistenciales para personas con discapacidades motoras o comunicativas graves. Se ha observado que el uso y control de este tipo de tecnología requiere cierto grado de entrenamiento, que puede ser más largo o más corto dependiendo de los factores psicológicos y cognitivos del usuario y de las propias características del BCI.

Para medir la eficacia de control de BCI se ensayó una población extensa de sujetos. Pasaron por varios ensayos utilizando estrategias diferentes para el control de un cursor en la pantalla del ordenador.

Nuestros resultados muestran un mejor desempeño cuando la tarea del cursor fue controlada con una estrategia de acción-acción versus una estrategia de acción-relajación. Además, en la estrategia de acción-acción se logró una mejora constante del rendimiento con un entrenamiento limitado. Por otro lado, no se encontró una diferencia estadísticamente significativa entre las dos estrategias de imaginación motora acción-acción comparadas.

Con estas tareas de imaginación motora el sujeto es capaz de controlar la posición lineal de un cilindro neumático y la apertura de una pinza. Aunque el usuario está realizando una selección binaria en cada intento, con la propuesta de selección rotacional implementada en el interfaz de usuario puede manejar múltiples opciones de control (mover cilindro izquierda/derecha, abrir/cerrar pinza).

Finalmente, hemos tenido una retroalimentación positiva de los sujetos participantes en el experimento. El uso de electrodos secos y la transmisión inalámbrica de la señal EEG hicieron que la configuración experimental fuera cómoda. El uso de imágenes motoras fue bien aceptado por los usuarios, ya que proporciona un sentido de agencia en comparación con otros paradigmas BCI como el uso de potenciales evocados.

## Referencias

- [1] Cester I., Dunne, S., Riera, A., Ruffini, G. ENOBIO: Wearable, Wireless, 4-channel electrophysiology recording system optimized for dry electrodes. Phealth, International Workshop on Wearable Micro and Nanosystems for Personalised Health (May 2008).
- [2] Huggins, J. E., Guger, C., Allison, B., Anderson C. W., Batista, A. et al. Workshops of the Fifth International Brain-Computer Interface Meeting: Defining the Future. Brain-Computer Interfaces, Taylor & Francis, 2014, 1 (1), pp.27-49. <hal-00965161>
- [3] Iturrate, I., Antelis, J. M., Kubler, A., & Minguez, J. (2009). A noninvasive brain-actuated wheelchair based on a P300 neurophysiological protocol and automated navigation. *IEEE Transactions on Robotics*, 25(3), 614-627.
- [4] Iturrate, I., Chavarriaga, R., Montesano, L., Minguez, J., & Millán, J. D. R. (2015). Teaching brain-machine interfaces as an alternative paradigm to neuroprosthetics control. *Scientific reports*, 5.
- [5] Kranczoch, C., Zich, C., Schierholz, I., & Sterr, A. (2014). Mobile EEG and its potential to promote the theory and application of imagery-based motor rehabilitation. *International Journal of Psychophysiology*, 91(1), 10-15.
- [6] Lightbody, G., Galway, L., & McCullagh, P. (2014). The brain computer interface: Barriers to becoming pervasive. In *Pervasive Health* (pp. 101-129). Springer London.
- [7] Lotte, F. A Tutorial on EEG Signal Processing Techniques for Mental State Recognition in Brain-Computer Interfaces. Eduardo Reck Miranda; Julien Castet. Guide to Brain-Computer Music Interfacing, Springer, 2014. <hal-01055103>
- [8] Lotte, F., Congedo, M., Lécuyer, A., Lamarche, F., & Arnaldi, B. (2007). A review of classification algorithms for EEG-based brain-computer interfaces. *Journal of neural engineering*, 4(2), R1.
- [9] Mihajlović, V., Grundlehner, B., Vullers, R., & Penders, J. (2015). Wearable, wireless EEG solutions in daily life applications: what are we missing?. *IEEE journal of biomedical and health informatics*, 19(1), 6-21.
- [10] Perego, P., Maggi, L., Parini, S., & Andreoni, G. (2008). *A home automation interface for BCI application validated with SSVEP protocol*. na.
- [11] Placidi, G., Petracca, A., Spezialetti, M., & Iacoviello, D. (2016). A Modular Framework for EEG Web Based Binary Brain Computer Interfaces to Recover Communication Abilities in Impaired People. *Journal of medical systems*, 40(1), 1-14.
- [12] Schalk, G. (2009, September). Effective brain-computer interfacing using BCI2000. In 2009 Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (pp. 5498-5501). IEEE.
- [13] Schalk, G., Brunner, P., Gerhardt, L. A., Bischof, H., & Wolpaw, J. R. (2008). Brain-computer interfaces (BCIs): detection instead of classification. *Journal of neuroscience methods*, 167(1), 51-62.
- [14] Schalk, G., McFarland, D. J., Hinterberger, T., Birbaumer, N., & Wolpaw, J. R. (2004). BCI2000: a general-purpose brain-computer interface (BCI) system. *IEEE Transactions on biomedical engineering*, 51(6), 1034-1043.
- [15] Van Erp, Jan B.F., Lotte, F., Tangermann, M. Brain-Computer Interfaces: Beyond Medical Applications. *Computer -IEEE Computer Society-*, IEEE, 2012, 45 (4), pp.26-34. <10.1109/MC.2012.107>. <hal-00688344>
- [16] Wolpaw, J. R., & McFarland, D. J. (2004). Control of a two-dimensional movement signal by a noninvasive brain-computer interface in humans. *Proceedings of the National Academy of Sciences of the United States of America*, 101(51), 17849-17854.



## ABLE: Assistive Biorobotic Low-cost Exoskeleton

Josep M. Font-Llagunes<sup>1</sup>, Alfons Carnicero-Carmona<sup>1</sup>, Joan Vidal<sup>2</sup>,  
Daniel Clos<sup>1</sup>, Urbano Lugrís<sup>3</sup>, F. Javier Alonso<sup>4</sup>, Javier Cuadrado<sup>3</sup>

<sup>1</sup> Universitat Politècnica de Catalunya, Spain, josep.m.font@upc.edu

<sup>2</sup> Institut Guttmann, Spain, jvidal@guttmann.com

<sup>3</sup> University of La Coruña, Spain, javicua@cdf.udc.es

<sup>4</sup> University of Extremadura, Spain, fjas@unex.es

### Abstract

*Robotic gait training after spinal cord injury is of high priority to maximize independence and improve the health condition of these patients. Current rehabilitation robots are expensive and heavy, and are generally found only in the clinic. To overcome these issues, we present the design of a low-cost, low-weight, personalized and easy-to-use robotic exoskeleton for incomplete spinal cord injured subjects based on simple modular components that are assembled on the current passive orthopedic supports. The paper also presents a preliminary experimental assessment of the assistive device on one subject with spinal cord injury that can control hip flexion, but lacks control of knee and ankle muscles. Results show that gait velocity, stride length and cadence of walking increased (24,11%, 7,41% and 15,56%, respectively) when wearing the robotic exoskeleton compared to the case when the subject used the usual passive supports.*

**Keywords:** Robotic Exoskeleton, Human Gait, Spinal Cord Injury, Rehabilitation Robotics, Biomechanics.

## 1 INTRODUCTION

Spinal cord injury (SCI) is prevalent in society. Worldwide each year more than 250 000 individuals become spinal cord injured, with road traffic crashes, falls and violence as the three leading causes [2]. Walking impairment after SCI leads to a decreased quality of life and other serious health conditions, e.g., chronic pain, vein thrombosis, urinary tract infections, respiratory complications or pressure ulcers among others. Moreover, it also carries substantial individual and societal healthcare costs. Among the essential measures for improving the survival, health and social inclusion of people with SCI, the World Health Organization (WHO) recommends improving access to skilled rehabilitation services to maximize function,

independence, overall well-being and social inclusion; and to appropriate assistive devices that enable people to perform everyday activities, reducing functional limitation and dependency [2]. Locomotor rehabilitation has been reported as a high priority issue for subjects with SCI independent of severity, time after injury and age [7]. Furthermore, robotic actuation has recently shown to be useful (and effective when combined with manual therapy) for neurorehabilitation and lower limb motor function recovery [14].

Current gait rehabilitation robots are machines that partially or totally support the patients' weight and train the walking motion over a treadmill or feet supports [6,13,15], or lower limb exoskeletons that assist over-ground walking so that patients bear their own weight [9,12,16]. The first group of robots are heavy and expensive, and are generally only found in the clinic. However, the second group are less heavy and costly, but so far they have been only used in healthcare centres because skilled personnel have to manually fit the robot to the patient and operate the exoskeleton. Even so, their price is still out of the reach for the majority of the SCI population. The main drawbacks of the current technologies are: (i) due to their cost, weight and operating complexity, these machines are only found in healthcare centres and technical qualified personnel are required for operation and supervision; (ii) they are adapted to the patient directly at the healthcare centre, increasing treatment time and therefore healthcare costs; (iii) in general, their functional approach is to impose a movement rather than to cooperate with the patient; and (iv) in developing countries, even hospitals or rehabilitation centres have difficulties for acquiring such high-cost technology.

In the last years a number of robotic prototypes aimed at assisting or rehabilitating gait have been developed in research labs [8]. For example, active ankle-foot orthoses (AFO) to treat individuals with drop-foot gait [3]; active knee-ankle-foot orthoses (KAFO) for subjects with more severe gait dysfunctions [1]; or the stance-control KAFO (SCKAFO), a device that incorporates a locking

system to constrain knee flexion during the stance phase [19]. In the latter, some systems are based on mechanisms that lock flexion at a fixed knee angle, others on electromagnetic wrap-spring clutches and, finally, other systems are based on friction. To assist the gait of complete paraplegic patients, the hip joint must also be actuated. This is the case of the active exoskeletal devices presented in [4,17,18].

This work presents the design, control and pilot experimental assessment of a novel robotic exoskeleton for gait assistance in subjects with SCI. More precisely, the prototype is intended for patients that can control hip flexion to a certain extent, but lack control of knee and ankle muscles. With the aim of obtaining a low-cost, low-weight and simple assistive device, the design is based on the standard passive knee-ankle-foot supports that these patients use after rehabilitation at the healthcare centre. These supports include a knee locking system, which is essential to bear the patient's weight during stance due to the lack of quadriceps force, and a compliant system that limits ankle plantarflexion, thus avoiding drop-foot gait. A modular actuation and sensory system is added to the passive supports providing the needed assistance, based on a motor at the knee, which can move or lock the joint, and an inertial measurement unit (IMU) at the shank to detect gait events and user intention.

The aim of this work is two-fold: first, we present the mechanical design and the control architecture of the robotic exoskeleton; and second, we report some kinematic outcome measures after a preliminary experimental assessment of the exoskeleton on a subject with SCI. More precisely, in this pilot study the kinematics of walking with the robotic device is compared to that when the patient uses the usual passive supports.

## 2 EXOSKELETON DESIGN

The ABLE exoskeleton brings a significant change compared to the current assistive technologies due to its simple and modular approach, resulting in a low-cost, low-weight, personalized and easy-to-use device that allows to continue rehabilitation outside of the clinical setting. This, in turn, promotes patient's independence and empowerment. The developed device consists of three modular components: an actuation system at the knee that acts as an external muscle, a sensor at the shank that detects the user intention, and a backpack containing the electronics and power supply. The actuation and sensor modules are installed in the current passive orthopaedic supports, which are often owned by the patients with SCI that cannot move the knee and the ankle.

### 2.1 KNEE ACTUATION MODULE

The proposed lower limb robotic exoskeleton has two degrees of freedom (DOF). The knee joint is powered through an electrical motor in series with a Harmonic Drive gearbox, and the ankle is passively actuated through a compliant joint that limits plantarflexion. This exoskeletal device is conceived for over-ground gait assistance at home or in a clinical environment. Preliminary designs were reported in [10], which presents a CAD design of a prototype that uses a motor with a planetary gearbox, a controllable locking mechanism at the knee, and an ankle encoder and on-off contact sensors for control. Different versions of the same product were presented in [11], being the last version a prototype including a motor with a planetary gearbox at the knee, and an ankle encoder and force-sensing resistors at the foot-ground interface for control.

The current device weights 2.7 kg per leg, along with a 1.7 kg backpack containing a BeagleBone Black electronic board, the motor drivers and the battery. The bilateral thigh and shank uprights are articulated at the knee, using a standard hinge joint at the medial side and the motor-gearbox set at the lateral side. A footplate is hinged to the shank uprights by the mentioned compliant joint. Finally, a pair of sport shoes are placed on the subject's feet, outside the footplates. It is important to bear in mind that the exoskeleton structure is specifically tailored to the patient to avoid the problem of adapting the same design to the wide range of morphologies found among patients with SCI. This is in fact the current process made to adapt passive supports at the orthopaedics workshops. Figure 1 shows the right robotic exoskeleton with the elements described later.

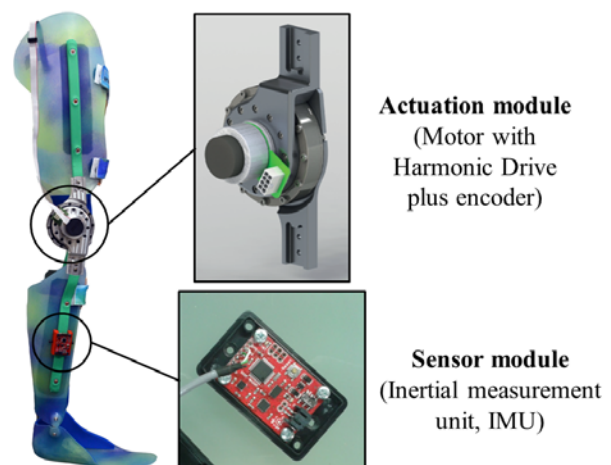


Figure 1: Robotic exoskeleton design: general view showing the actuation and sensor modules.

The design and selection of the exoskeleton actuation system were based on kinematic and kinetic data of

the knee joint (angular velocity, torque and power) during normal gait at a normal speed [5]. The actuation system was selected taking into account the specific power (power to weight ratio of the actuation system), the system dimensions and the portability of the power supply.

Based on the considerations above, a 70 W brushless DC motor (EC45 flat, Maxon Motor AG, Sachseln, Switzerland) was selected, which has a nominal voltage of 24 V and a nominal torque of 128 mNm (maximum continuous torque). A Harmonic Drive gearbox (SHD-20-160-2SH, Harmonic Drive AG, Limburg-Lahn, Germany) is coupled to the motor to increase torque and reduce velocity, which offers a large gear ratio with a reduced space. In this particular case, the selected gear ratio of 160:1 allows a continuous net torque at the knee of 20,5 Nm and peak torques of 60 Nm according to the motor driver current limit. Finally, one angular encoder is coupled to the knee motor to measure its angular position. Figure 1 shows the CAD design of the developed actuation module.

## 2.2 SENSOR MODULE

All the sensors are placed on the exoskeleton mechanical structure in order to avoid issues related to safety, comfort, reliability and donning/doffing process [4]. The sensor module consists of a low-cost 9 DOF IMU (SparkFun Electronics, Niwot CO, USA) enclosed in a protective plastic case that is attached to the shank upright. The IMU incorporates a triple-axis gyro, a triple-axis accelerometer and a triple-axis magnetometer. The orientation and acceleration measurements are sent to the BeagleBone board through a serial interface using Wi-Fi communication.

The control algorithm is implemented in two layers. First, an internal layer consisting of a PID controller keeps the leg straight during the stance phase, and performs a predefined flexion-extension cycle during the swing phase. Second, an outer algorithm based on the IMUs measurements detects the time when the swing cycle must be triggered based on user stepping intention.

### 2.2.1 Knee angle control

The knee angle  $\theta$  is maintained equal to zero (i.e., straight leg) during the stance phase of walking, and is set to track a patient-tailored trajectory during the swing phase, such that:

$$\theta(t) = \frac{k_a}{2} \left[ 1 - \cos\left(\frac{2\pi}{t_c}t - \phi(t)\right) \right], \quad 0 \leq t \leq t_c \quad (1)$$

where  $k_a$  is the maximum knee flexion angle,  $t_c$  is the cycle duration, and  $\phi(t)$  is a phase angle that tunes the cycle by deforming the shape of the  $\theta(t)$  curve:

$$\phi(t) = k_s \sin\left(\frac{\pi}{t_c}t\right) + k_w \sin\left(\frac{2\pi}{t_c}t\right) \quad (2)$$

In equation (2), parameter  $k_s$  slants the peak forward or backwards, thus modifying the relative duration of flexion and extension, whereas  $k_w$  increases or decreases the peak width. The four parameters defining the curve ( $t_c, k_a, k_s, k_w$ ) can be modified from the user interface in real time, in order to better personalize the flexion-extension cycle to the gait pattern of each patient.

The knee motor follows the predefined trajectory by using the EPOS2 (Maxon Motor AG, Sachseln, Switzerland) implementation of the so-called interpolated position mode (IPM), defined according to the CANopen standard CiA<sup>®</sup> 402 V3.0. The controller receives a list of PVT (position, velocity, time) vectors, and performs a cubic spline interpolation between them. The EPOS2 internal controller tracks the interpolated trajectory by means of a PID algorithm with feedforward, cascaded with a PI controller that sets the motor current.

### 2.2.2 Swing detection state machine

An IMU, which is attached to the shank of the exoskeleton structure, provides its orientation, linear acceleration and angular velocity at a 100 Hz rate. The algorithm to detect the gait intention relies exclusively on these inertial sensors, triggering the flexion-extension cycle when the following four conditions are met:

- The vertical acceleration in the ascending direction overcomes a trigger value.
- The vertical acceleration has remained within a threshold for at least a time interval.
- The shank has a minimum forward inclination angle.
- The opposite shank has a minimum backwards inclination angle.

The second condition ensures that the foot has been resting on the ground just before the trigger occurs, meaning that stance phase has occurred. The third and fourth conditions are safety checks: on the one hand, they prevent the cycle from being launched when the patient raises a foot in standing position; and, on the other hand, the angles can be configured in a restrictive way to prevent false accelerometer triggers when a foot is on the ground.



### 2.3 POWER SUPPLY

The exoskeleton is powered by a compact lithium polymer (LiPo) battery pack with six cells in series giving a nominal voltage of 22.2 V (direct current) and a capacity of 4500 mAh. As mentioned, the battery pack is placed inside the backpack worn by the subject and it powers two motors, one per leg, the motor drivers plus the BeagleBone board, which is powered with 5 V using an adjustable switching regulator (PTN78020W, Texas Instruments, Dallas TX, USA), see Figure 2. The IMUs are directly powered by the BeagleBone board.

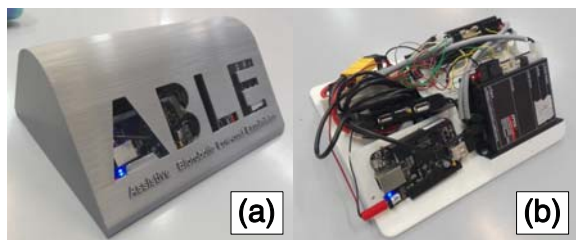


Figure 2: Inside of the backpack containing the electronics: (a) with protective plastic case; (b) without protective plastic case: battery pack, motor drivers, BeagleBone board and switching regulator.

## 3 EXPERIMENTAL ASSESSMENT

The experimental assessment was performed using a previous prototype of the exoskeleton developed by the group. The device was tested on an adult female 41 years old, mass 65 kg and height 1.52 m, with incomplete spinal cord injury at T11, who can control hip flexion to some extent, but has not control over knee and ankle muscles. Before the tests, the patient was able to walk with her passive knee-ankle-foot supports, which included the knee locking system and the compliant ankle joint.

Two experiments were performed in this preliminary assessment. In experiment 1, the patient walked with her usual pair of passive supports with the help of two parallel bars. Then, the subject carried out six one-hour training sessions wearing the robotic exoskeleton and did specific exercises at home to facilitate the adaptation to the new assistive device. After this period, a second experiment (experiment 2) in which the subject walked with the developed robotic exoskeleton was performed, as seen in Figure 3(a). In this case, the patient walked with the help of two parallel bars as well.

In order to compare the walking kinematics during the two experiments, four consecutive gait cycles were captured each time by six optical infrared cameras (Flex:V100, Natural Point, Corvallis, USA)

that measured the three-dimensional position of 37 reflective markers. Then, a computational 3D skeletal model with 18 anatomical segments and 57 degrees of freedom was used to determine different kinematic outcome measures of the subject's gait, see Figure 3(b). In this study, we compared gait velocity, stride length, cadence of walking, and centre of mass (COM) lateral displacement between experiments 1 and 2.

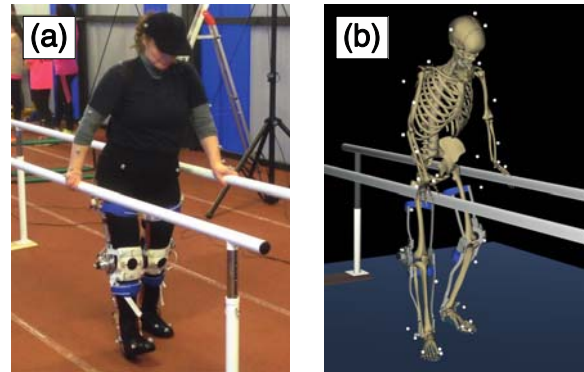


Figure 3: Gait of spinal cord injured subject assisted by robotic exoskeleton and parallel bars: (a) acquired motion; (b) computational model.

Table 1 shows the above-mentioned kinematic descriptors for one gait cycle during experiments 1 and 2. It can be seen that gait velocity, stride length and cadence of walking increased (24,11%, 7,41% and 15,56%, respectively) when wearing the presented robotic exoskeleton compared to the case with passive supports. Furthermore, the lateral displacement of the subject's COM was reduced by 19,31% when the subject walked with the exoskeleton. These results indicate that the gait using the robotic exoskeleton was faster and more balanced than the gait with the passive supports.

Table 1: Kinematic outcome measures with passive supports (Exp. 1) and robotic exoskeleton (Exp. 2).

	Exp. 1: Supports	Exp. 2: Exoskeleton	% change
<i>Gait velocity (m/s)</i>	0,17	0,21	+24,11
<i>Stride length (m)</i>	0,53	0,57	+7,41
<i>Cadence (step/min)</i>	38,46	44,44	+15,56
<i>COM lat. disp. (cm)</i>	7,89	6,37	-19,31

## 4 CONCLUSIONS

This paper presents the mechanical design and control of a patient-tailored, low-cost and low-weight robotic exoskeleton to assist the gait of subjects with SCI. The main innovation lies in its modular design that allows to install the technology to the current passive orthopaedic supports that are owned by the

patient. This allows to continue rehabilitation outside the clinical environment more easily, due to its affordable price and lightness. The modular components of the exoskeleton are a compact knee actuation system, composed by an electrical motor and a Harmonic Drive gearbox; an inertial measurement unit at the shank to detect user intention; and a backpack worn by the subject. The backpack makes it a portable device and contains a BeagleBone Black board, the motor drivers and the battery.

This work reports a preliminary experimental assessment of the presented assistive device on a female subject with incomplete SCI. Three-dimensional kinematic motion analysis shows that the subject walked faster, and in a more balanced and stable way when wearing the robotic exoskeleton as compared to the case when the subject used her passive supports. While the experiments provided promising results, more tests with a larger sample of subjects are needed in order to confirm the improvements when walking with the designed exoskeleton.

Future work will be devoted to improving the existing device, by increasing its robustness, portability, usability and efficiency (reduction of energetic consumption). The latter will be approached by including elasticity in series with the knee actuator to store and release energy during the walking cycle, and improve the average electrical efficiency of the motor during its working cycle. Finally, the inclusion of functional electrical stimulation (FES) to the device and the study of motor-FES co-actuation are also considered as future lines of research.

### Acknowledgements

This work has been supported by the Spanish Ministry of Economy and Competitiveness under the project DPI2015-65959-C3-2-R, co-funded by the European Union through ERDF funds.

### References

- [1] J. Beil, G. Perner, T. Asfour. Design and control of the lower limb exoskeleton KIT-EXO-1. IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics, Singapore, (2015).
- [2] J. Bickenbach, et al. International Perspectives on Spinal Cord Injury, World Health Organization (WHO), (2013). ISBN: 978924156466 3.
- [3] J. Blaya, H. Herr. Adaptive control of a variable-impedance ankle-foot orthosis to assist drop-foot gait, IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering, 12, (2004), 24-31.
- [4] M. Bortole, A. Venkatakrisnan, F. Zhu, J.C. Moreno, G.E. Francisco, J.L. Pons, J.L. Contreras-Vidal. The H2 robotic exoskeleton for gait rehabilitation after stroke: early findings from a clinical study, Journal of Neuroengineering and Rehabilitation, 12, (2015), 1-14.
- [5] G. Bovi, M. Rabuffetti, P. Mazzoleni, M. Ferrarin. A multiple-task gait analysis approach: kinematic, kinetic and EMG reference data for healthy young and adult subjects, Gait and Posture, 33, (2011), 6-13.
- [6] G. Colombo, M. Wirz, V. Dietz. Driven gait orthosis for improvement of locomotor training in paraplegic patients, Spinal Cord, 39, (2001), 252-255.
- [7] P.L. Ditunno, M. Patrick, M. Stineman, J.F. Ditunno. Who wants to walk? Preferences for recovery after SCI: a longitudinal and cross-sectional study, Spinal Cord, 46, (2008), 500-506.
- [8] A.M. Dollar, H. Herr. Lower extremity exoskeletons and active orthoses: challenges and state-of-the-art, IEEE Transactions on Robotics, 24, (2008), 1-15.
- [9] 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, American Journal of Physical Medicine and Rehabilitation, 91, (2012), 911-921.
- [10] J.M. Font-Llagunes, R. Pàmies-Vilà, J. Alonso, U. Lúgrís. Simulation and design of an active orthosis for an incomplete spinal cord injured subject, Procedia IUTAM, 2, (2011), 68-81.
- [11] J.M. Font-Llagunes, U. Lúgrís, F. Romero, D. Clos, F.J. Alonso, J. Cuadrado. Design of a patient-tailored active knee-ankle-foot orthosis to assist the gait of spinal cord injured subjects. International Workshop on Wearable Robotics, Baiona, Spain, (2014).
- [12] C. Hartigan, C. Kandilakis, S. Dalley, M. Clausen, E. Wilson, S. Morrison, S. Etheridge, R. Farris. Mobility outcomes following five training sessions with a powered exoskeleton, Topics in Spinal Cord Injury Rehabilitation, 21, (2015), 93-99.



- [13] S. Hesse, D. Uhlenbrock. A mechanized gait trainer for restoration of gait, *Journal of Rehabilitation Research and Development*, 37, (2000), 701-708.
- [14] M. Hubli, V. Dietz. The physiological basis of neurorehabilitation – locomotor training after spinal cord injury, *Journal of Neuroengineering and Rehabilitation*, 10, (2013), 1-8.
- [15] H. Schmidt, C. Werner, R. Bernhardt, S. Hesse, J. Krüger. Gait rehabilitation machines based on programmable footplates, *Journal of Neuroengineering and Rehabilitation*, 4, (2007), 1-7.
- [16] E. Strickland. Good-bye, wheelchair, *IEEE Spectrum*, 49, (2012), 30-32.
- [17] A. Tsukahara, Y. Hasegawa, K. Eguchi, Y. Sankai. Restoration of gait for spinal cord injury patients using HAL with intention estimator for preferable swing speed, *IEEE Transactions on neural systems and rehabilitation engineering*, 23, (2015), 308-318.
- [18] J.F. Veneman, R. Kruidhof, E.E.G. Hekman, R. Ekkelenkamp, E.H.F. Van Asseldonk, H. Van der Kooij. Design and evaluation of the LOPES exoskeleton robot for interactive gait rehabilitation, *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 15, (2007), 379-386.
- [19] T. Yakimovich, E.D. Lemaire, J. Kofman. Engineering desing review of stance-control knee-ankle-foot orthoses, *Journal of Rehabilitation Research and Development*, 46, (2009), 257-267.

# PHYSIOTHERAPY TREATMENTS AND TECHNIQUES FOR THE IMPROVEMENT OF CHILDREN WITH CEREBRAL PALSY: A SYSTEMATIC REVIEW

P. Laccourreya, C. Sánchez, R. Raya, A. Otero<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Universidad San Pablo CEU, Urbanización Montepríncipe, Bodilla del Monte, 28668 Madrid, España, {p.laccourreya@usp.ceu.com, cristina.sanchezlopezpablo@ceu.es, rafael.raya@ceu.es, aotero@ceu.es}.

## Abstract

*The goal of this study was to (1) evaluate the effectiveness of different exercise interventions and physiotherapy techniques in the improvement of postural control in children with cerebral palsy (CP), and to (2) measure the adoption and level of satisfaction with those interventions and techniques among rehabilitation medicine professionals. The study consisted of two parts that complemented and enriched each other. First, a systematic review of the most recent rehabilitation techniques and interventions (2010-2016) for children with CP performed using three different scientific research databases. Second, a survey directed to clinical professionals involved in rehabilitation of CP patients. The results obtained from the systematic review and the survey allow us to present preliminary conclusions about: some well-known but not often used techniques such as hippotherapy, Doman-Delacato or functional electrical stimulation; the most frequently used and preferred therapeutic techniques by physiotherapists; Bobath method or gross motor task training; more recent and emerging techniques increasing in popularity and efficiency such as virtual reality or visual biofeedback; and new techniques with robust evidence of improvement of children with CP supported by physiotherapists experience, opening novel research lines in the field.*

**Palabras Clave:** cerebral palsy, physiotherapy, postural control, rehabilitation.

## 1 INTRODUCTION

Cerebral palsy (CP) is a well-known neurodevelopment condition beginning in early childhood and persisting through the lifespan [1]. It is defined as a “persistent disorder of movement and posture, as the result of non-progressive abnormalities in the immature brain” [2]. It has traditionally been classified according to type of damage (spasticity, hypotonia, dyskinesia, or ataxia) and its topographical distribution (hemiplegia,

diplegia, or tetraplegia). Until recently, there were no standardized methods for classifying cerebral palsy by subtype and severity of motor impairments. The Gross Motor Function Classification System (GMFCS) was developed to classify functional mobility in children diagnosed with cerebral palsy by level of motor function. It describes 5 levels ranging from level I, indicating children with minimal or no mobility dysfunction compared to the general population, to level V, including children who are totally dependent and need help moving around [3]. It is estimated that the prevalence of CP in developed countries is 2-2.11 cases per 1000 live births and is considered one of the most common cause of physical disability in children [4].

This pathology involves the following components: abnormal control of movement and/or posture, early onset, and no recognizable underlying progressive pathology [5]. In addition to postural and motor abnormalities, people with CP may exhibit secondary consequences of brain damage, including learning disability, speech and language disorders, orthopaedic complications, and epilepsy.

There is a postural control dysfunction due to brain injury. The consequences derived from the chronic muscle imbalance results in increasing disability with age. Deficient postural control is one of the most significant problems in children with CP. Postural control can be defined as the ability to control the body's position in space for the purposes of stability and orientation [6]. Postural stability, or balance, is the ability to maintain and/or regain the centre of mass within the base of support where gravity is the key vector and postural orientation is the ability to attain and maintain an optimal functional relationship between body segments, a task, and the environment (e.g. for writing, reaching, or looking) [7]. Postural control in patients with CP depends on the capacities of the neuromuscular and musculoskeletal systems. Their neuromuscular system has a restricted capacity for coordinating muscles in postural synergies. This gives rise to multiple dysfunctions in sequencing, in activation time for postural response, and in adapting posture to the setting. The main musculoskeletal dysfunction in these patients is body alignment. The

lack of proper alignment between body segments leads to a change in body position with respect to the centre of gravity and the support base. As a result, these patients are unable to develop appropriate locomotion action [8].

CP and postural control dysfunction derived from it, clearly influences and restricts a wide range of life domains like self-care or education. Currently there are a wide range of exercise interventions designed to improve postural control and gait control in children with CP but the accurate and specific impact it has on the patient and the level of improvement or effectiveness is not well measured or documented yet. The aim of this systematic review is to examine and analyse the existing physiotherapy techniques and their effectiveness for postural control in children with CP based on an extensive database search and evaluation of scientific publications and evidence and the opinion and experience of professionals of the field.

## 2 METHODS

### 2.1 SEARCH STRATEGY

A systematic literature search of articles related to the study of techniques improving postural control in children with cerebral palsy published between 2010 and 2016 to have access to the latest advances, was performed using the following electronic online databases: PubMed, the Cochrane Library and PEDro. Search terms were designed to include the population of interest and intervention type: 'cerebral palsy', 'postural control', 'treatment', 'therapy', 'rehabilitation'. Secondary searches included reference list checking and citation tracking of the included articles. Full-text articles were retrieved if they fulfilled the inclusion criteria or if further clarification with regard of fulfilment of inclusion criteria was required.

### 2.2 INCLUSION AND EXCLUSION CRITERIA

Articles were included if they matched the proposed type of: study, participation, intervention and outcome measures.

The types of studies that matched the inclusion criteria were all full articles published in English. The primary and initial search only included 'review' article types, but this filter was later removed and the search was complemented further on with specific articles of other type. Studies were eligible only if they exclusively included participants aged between 0 to 18 years (children) and had cerebral palsy, regardless of type and level of dysfunction.

The inclusion criteria for the type of intervention were all interventions in the target population that involved land-based exercises and physiotherapy techniques. The type of outcome measures that were selected for inclusion was measures for assessing postural control of either postural stability or postural orientation.

Articles were excluded if they were opinion articles, or if they reported passive interventions (e.g. orthotics); water-based interventions or medical or surgical interventions.

### 2.3 DATA EXTRACTION

Once the final eligible articles were collected, specific reporting data was gathered from them. Details of the exercise intervention taken for analysis included type of participants, type of exercise or therapy technique, outcome measure and results. This was done to select a group of techniques that had sufficient value and level of evidence to demonstrate that the intervention was responsible for the reported outcome.

This was one of the most useful and valuable answers to the study as it gave us new proposals of techniques that could have been missing during the scientific literature research but are used in real-life by clinical professionals adding an extra value to the prevailing scientific literature research method where works are not usually backed up or validated by a physician or clinical professional.

### 2.4 SURVEY AND PARTICIPANTS

The online survey was targeted mainly to physiotherapists but also to other healthcare professional involved in the therapy and treatment of children with cerebral palsy like psychologists, physical educators or occupational therapists.

The study was conducted from October 2016 to December 2016 and the primary outcome was the physiotherapist and clinical professional response rate.

The inclusion criteria of this study were based on a previous extensive study of the scientific literature; a total of sixteen techniques and interventions were included (functional electrical stimulation, gross motor task training, hippotherapy, hippotherapy simulators, neurodevelopment therapy; Bobath, reflex locomotion theory: Vojta, Padovan method, Doman-Delacato method, Perfetti method, progressive resistance exercise, reactive balance training, treadmill training with no body weight support and with partial or full body weight support,

trunk targeted training, upper limb interventions, virtual reality and visual biofeedback).

The survey consisted of five parts:

(i) General information about the participants including age, education or professional career, number of years of experience and institution where they work.

(ii) General knowledge of the different techniques. Participants had three different options to answer depending on the degree of knowledge: knows about technique and have used it, knows about the technique but never used it before or does not know about the technique at all.

(iii) Degree of use of the technique. Participants had to choose between six different answers/options depending on how often they used those techniques based on the following frequency scale: always, very often, sometimes, almost never, never, N/A.

(iv) Level of satisfaction with the techniques. Participants had to choose between six different answers/options based on the degree of satisfaction shown for the different techniques based on the following comparison scale: very satisfied, satisfied, neither satisfied nor dissatisfied, dissatisfied, very dissatisfied, N/A.

(v) This last part was an open-ended question asking to state which of the already described techniques or new ones missing in the study they thought had more future in the rehabilitation of this type of patients. Participants had to answer in a comment box with no specific pre-set.

A total of 24 healthcare professionals from Spain and with ages between 23 and 58 years old, including physiotherapists, occupational therapists and neurologists, participated in the survey (Niño Jesús Hospital (6), La Salle Institute of Functional Rehabilitation (5), Beata Maria Ana Hospital (1), AFAS Tomelloso (4), Fundación ADEMO: early intervention center (3), Autónoma University of Madrid (1), ARIS Group (1), CITO: children's therapy center (1), NeuroPed (1) and APACE Toledo: cerebral palsy help association (1).)

### 3 RESULTS

Demographic characteristics of the respondents are presented in Table 1. 58% of the participants had been in practice for 8 or more years and, as it was stated previously, the study counted mainly with healthcare professionals dedicated to physiotherapy.

Table 1: Respondent's demographics

Characteristic	Number (%) of respondents (n = 24)
<b>Specialty</b>	
Physiotherapist	20 (83.3)
Occupational Therapist	2 (8.3)
Psychologist	1 (4.2)
Physical Educator	1 (4.2)
<b>Age</b>	
<27	6 (25.0)
27-31	8 (33.3)
32-39	7 (29.2)
>39	1 (4.2)
<b>Years in practice</b>	
<10	14 (58.3)
10-20	8 (33.3)
>20	2 (8.3)

One of the most outstanding outcome and conclusion to be pointed out from part II of survey (question on general knowledge of the different interventions) is the fact that several techniques were well-known (high percentage of response rate of affirmatory answers) yet never have been used before by the physiotherapist like Hippotherapy (79.2%), Doman-Delacato (75%) and Functional electrical stimulation (70,8%).

The techniques that scored more use included gross motor training (87.5%) and neurodevelopment therapy: Bobath (83.3%). On the other hand, it is important to call attention to the interventions that showed high percentage of response rate for being used "never" or "N/A" (meaning not known) like Padovan method (91,6%) and Doman-Delacato method (91,6%).

There was a clear link and direct correlation between the degree of use of the technique and the level of satisfaction. These techniques include gross motor training (83.3%), neurodevelopment therapy: Bobath (62,5%) or reactive balance training (75%).

There was a clear correlation between the age of the respondent and the degree of use of the techniques. It's important to highlight that younger participants (< 26 years old) were more familiar and used with a higher degree more recent and innovative techniques such as virtual reality, visual biofeedback or trunk targeted training in comparison to older participants.

#### 4 DISCUSSION

This systematic review analysed 44 studies of children with CP, and presented information on the use of 16 different postural control physical interventions; 19 of these studies and 3 of these interventions had not been included in previous systematic reviews on postural control interventions for children with cerebral palsy.

From the results deriving out of the survey and the evidence presented in the scientific literature it can be determined that the most commonly used and well-known techniques were gross motor task training, neurodevelopment therapy; Bobath, reactive balance training, progressive resistance exercise and upper limb interventions, all of them with  $\geq 62.5\%$  of response rate. Reasons for this outcome include the fact that they are rehabilitation techniques or concepts that have been used for extended periods of time and are known for having high evidence of improvements and positive results.

For the case of Bobath technique the results reported that 62.5% of the participants use the technique "always" or "almost always" and this same percentage of response rate for "very satisfied" and "satisfied". In the last open-ended question, this technique was also mentioned several times as being one of the interventions with more future from the ones presented in the study. With 79.1% of response rate, gross motor task training was the intervention that presented more use with an 87.5% of "very satisfied" and "satisfied" response which clearly exhibits its efficacy and popularity due to it not requiring any technical equipment which therefore means higher clinical utility and accessibility. It also affects most postural control elements due to the development of efficient anticipatory and reactive postural adjustments occur in parallel with the attainment of a gross motor skill [7].

Hippotherapy, functional electrical stimulation and Doman-Delacato appeared as being the techniques with highest response rate (>70%) as being known but never been used by the participant (clinical professional). Reasons for this lack of use despite being so common and popular include excessive cost of use and implantation of technique, lack of

resources needed to develop the treatment (specially in clinical settings) and a lack of spirit of innovation. Hippotherapy appears to impact multiple postural control components, including anticipatory and reactive postural adjustments and sensory and musculoskeletal systems [7] and the low rate of usage is due to the lack of instrumentation requirements (horse and non-clinical settings). For Doman-Delacato, results clearly show that although it is a well-known technique it is not used frequently (75% reported never using it) and showed poor satisfaction results (only dissatisfied or very dissatisfied), perhaps because the technique is not well supported by the scientific community (lack of publications) as its outcomes are not well reported. Equivalent results were obtained for Padovan method due to the complexity of applying the technique, which requires mastering of it and intensive training by the clinical professionals. For functional electrical stimulation, scientific literature (Park et al., Karabay et al.) shows improvement in postural symmetry in sitting. More recent studies (EL-Shamy et al. 2014) on shock wave therapy however showed children in the study group had a significant improvement when compared with those in the control group ( $p < 0.005$ ) and therefore it can be a useful tool for improving spasticity and gait pattern in children with cerebral palsy.

Techniques that didn't appear to be used so much, however showed positive satisfaction results include hippotherapy or virtual reality again supporting evidence for them to be prospering techniques once they overcome the cost, innovative and clinical resource problems slowing them from increasing in popularity. Virtual reality and Visual biofeedback were the techniques that presented the highest support in the open-ended question as being interventions with best prospects of future. These results support the conclusions from the literature revision (Jelsma et al 2013, Ramstrand and Lyngnegard 2012). This article incorporates two new papers on virtual reality and interactive systems, not included before in any systematic review of this kind: Monge Pereira et al. 2014, Jaume-ICapo et al. 2014. Virtual reality is a promising tool in the treatment of children with cerebral palsy but it is essential to explore new lines of research with a high methodological quality that compare VR systems to other therapeutic procedures to justify the excessive cost of these systems [9].

In summary, the techniques highlighted by participants in the survey as being promising and preferred due to either their well-documented efficacy or due to professional experience include: Neurodevelopment therapy (Bobath) as being mentioned as one of the most complete techniques,

virtual reality, visual biofeedback, progressive resistance exercises and reactive balance training.

#### 4 CONCLUSION

This review has identified five techniques that show supportive evidence for having a high degree of use, knowledge and acceptance between the scientific community and clinical professionals due to its efficacy in treatment, two emerging techniques that show increasing popularity even though not commonly used due to clinical availability restrictions that should be overcome in future and three other techniques that presented low use and recognition between the participants and the identification of new solutions and future research lines in this area.

#### Acknowledgements

The authors would like to acknowledge the guidance and assistance of physiotherapist Sergio Lerma from the Paediatric Hospital Niño Jesús Madrid, Spain during the process of survey construction, verification and distribution.

#### References

- [1] Rosenbaum, P., (2007). A report: the definition and classification of cerebral palsy April 2006. *Dev Med Child Neurol Suppl*, 109(suppl 109), 8-14.
- [2] Riquelme, I., (2010). Developmental changes in somatosensory processing in cerebral palsy and healthy individuals. *Clinical Neurophysiology*, 121(8), 1314-1320.
- [3] Pfeifer, L. I., (2009). Classification of cerebral palsy: association between gender, age, motor type, topography and Gross Motor Function. *Arquivos de neuro-psiquiatria*, 67(4), 1057-1061.
- [4] Oskoui, M., Coutinho, F., Dykeman, J., Jetté, N., & Pringsheim, T. (2013). An update on the prevalence of cerebral palsy: a systematic review and meta-analysis. *Developmental Medicine & Child Neurology*, 55(6), 509-519.
- [5] Taylor J.R., (2002). Cerebral palsy. In: BrodwinMG, TellezFA, BrodwinSK, editors. *Medical, Psychosocial, and Vocational Aspects of Disability*. Athens: Elliott Fitzpatrick, 387-400.
- [6] Schumway-Cook, A., & Woollacott, M. (2007). Motor control: translating research into clinical practice. 3rded, Philadelphia: Lippincott Williams&Wilkins.
- [7] Dewar, R., Love, S., & Johnston, L. M. (2015). Exercise interventions improve postural control in children with cerebral palsy: a systematic review. *Developmental Medicine & Child Neurology*, 57(6), 504-520.
- [8] Woollacott, M. H., & Shumway-Cook, A. (2005). Postural dysfunction during standing and walking in children with cerebral palsy: what are the underlying problems and what new therapies might improve balance?. *Neural plasticity*, 12(2-3), 211-219.
- [9] Pereira, E. M., Rueda, F. M., Diego, I. A., De La Cuerda, R. C., De Mauro, A., & Page, J. M. (2014). Use of virtual reality systems as proprioception method in cerebral palsy: clinical practice guideline. *Neurología (English Edition)*, 29(9), 550-559.



# SISTEMA BCI MULTIUSUARIO

Jesús Minguillón, Christian Morillas, Francisco Pelayo  
Dpto. Arquitectura y Tecnología de Computadores, Universidad de Granada  
{minguillon, cmg, fpelayo}@ugr.es

M. Ángel López-Gordo  
Dpto. Teoría de la Señal, Telemática y Comunicaciones, Universidad de Granada  
malg@ugr.es

## Resumen

*El desarrollo de la tecnología inalámbrica y portable en los últimos años ha propiciado la aparición de nuevos ámbitos de aplicación para los sistemas BCI (del inglés, Brain-Computer Interface). En este trabajo presentamos un sistema BCI multiusuario. Nuestro sistema tiene capacidad de registro y procesamiento sincronizado y en tiempo real con varios usuarios simultáneos, haciendo uso de múltiples dispositivos de adquisición portables, inalámbricos y de bajo coste. Su software permite el análisis en tiempo real de distintos parámetros cognitivos como atención, estrés, estados emocionales, etc. Entre sus aplicaciones, destacamos su uso en el ámbito docente (evaluación de carga cognitiva y/o atención de alumnos en un aula, con neurofeedback en tiempo real para el docente), en el ámbito deportivo (evaluación de atención y/o percepción en deportistas de élite), en el ámbito artístico (reconocimiento de emociones durante la visualización o interpretación de obras artísticas) y en otros ámbitos de la vida cotidiana.*

**Palabras Clave:** BCI inalámbrico, BCI multiusuario, tecnología portable, bajo coste.

## 1 INTRODUCCIÓN

Los recientes avances en sistemas electrónicos integrados y en tecnologías inalámbricas han propiciado la aparición de sistemas inalámbricos de bajo coste para la adquisición de señales de electroencefalograma (EEG), que incluyen aplicaciones de BCI (del inglés, Brain-Computer Interface) [1]. Un ejemplo es el EPOC de Emotiv Systems (Sídney, Australia), que ha sido usado en estudios relacionados con acceso a tele-servicios [2], meditación [3] y robots tele-operados [4]. En este último estudio se utilizó además el Mindset de Neurosky (California, EEUU), el cual también ha sido empleado para implementar juegos basados en BCI [5]. Otro ejemplo es el dispositivo de

adquisición de Cognionics (California, EEUU), utilizado en numerosos trabajos relacionados con BCI en contextos de vida cotidiana [6], clasificación de eventos auditivos durante vuelos simulados y reales [7] y medidas de estrés a través de ritmos cerebrales [8]. Un resumen extenso sobre sistemas comerciales de este tipo puede ser consultado en [1,9]. Aparte de los comerciales, se han propuesto otros sistemas de registro de EEG inalámbricos, portables y de bajo consumo [10,11].

Además de su evolución en cuanto al ámbito de aplicación (del laboratorio al mundo real), hay otros aspectos de los sistemas BCIs que están sufriendo cambios que hace unos años parecían impensables. Típicamente, los sistemas BCI han sido pensados para uso unipersonal. En cambio, en la era del Big Data cabe pensar en el uso simultáneo y sincronizado de BCIs por parte de múltiples usuarios.

Dentro de la línea de investigación en sistemas para adquisición de bio-señales del BCI Lab de la Universidad de Granada, en este artículo se presenta un sistema BCI multiusuario. El sistema usa múltiples dispositivos de registro de bioseñales RABio (sistema inalámbrico, portable y de bajo coste) y es completamente operativo. Se controla mediante una interfaz gráfica multiusuario desarrollada en Matlab, que incluye funciones de configuración hardware en línea, monitorización y registro de bioseñales, procesamiento de señal y análisis QEEG (del inglés, Quantitative EEG), entre otros, todo esto de manera simultánea, sincronizada y en tiempo real para todos los dispositivos de registro conectados.

## 2 DISEÑO DEL SISTEMA

Como ya se ha mencionado en la introducción, se trata de un sistema completo (hardware y software), portable, inalámbrico, de bajo coste y multiusuario para adquisición, registro y procesamiento en línea de bioseñales tales como electroencefalograma (EEG), electrocardiograma (ECG), electromiograma (EMG), electrooculograma (EOG) y respuesta



galvánica de la piel o GSR (del inglés, Galvanic Skin Response). Los múltiples dispositivos RABio, encargados de la adquisición de las señales, se conectan mediante Bluetooth con el software, instalado en un PC o portátil. La Figura 1 muestra un esquema del sistema completo. En esta sección se describen las principales características del diseño del sistema.



Figura 1: Esquema del sistema completo.

## 2.1 HARDWARE

El hardware de los dispositivos de adquisición RABio está basado en el de Plat-EEG [12,13], habiéndose mejorado en cuanto a estética, ruido e integración. Otra novedad es que incluye una unidad de medición inercial para monitorizar la posición y movimiento de la cabeza, e incluso aislar ciertos artefactos asociados con esos movimientos. La Figura 2 muestra dos imágenes de la PCB (del inglés, Printed Circuit Board) de RABio w8 (versión de 8 canales).

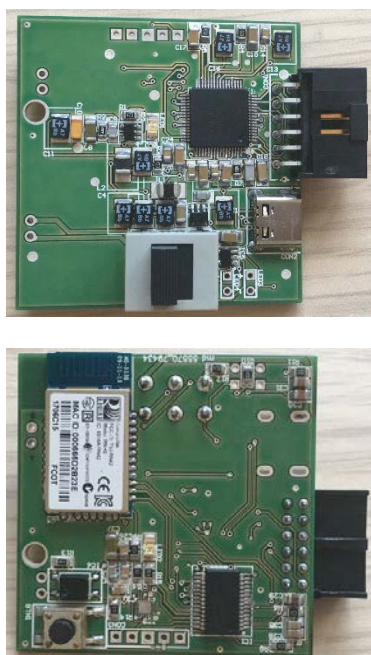


Figura 2: Ambas caras de la PCB de RABio w8.

El hardware de RABio se compone de tres etapas, además del sistema de alimentación: etapa de adquisición, etapa de control y etapa de comunicación (véase Figura 3).

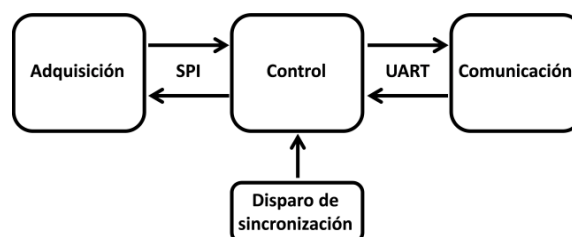


Figura 3: Esquema del hardware de RABio.

La etapa de adquisición está compuesta por una circuitería integrada avanzada para adquisición de bioseñales, en concreto, de la familia de integrados ADS de Texas Instruments (Texas, EEUU). Esta etapa se encarga de realizar la amplificación programable, con factor de ganancia entre 1 y 12, y la conversión analógico-digital de los canales. La conversión se realiza con una resolución de 24 bits por canal en 8, 32 o 64 canales simultáneos (versiones w8, w32 y w64, respectivamente), permitiendo así medidas diferenciales en un amplio rango dinámico (desde fracciones de microvoltio hasta pocos voltios), con una frecuencia de muestreo configurable de hasta 500 muestras por segundo por cada canal de forma simultánea. La etapa de adquisición se comunica con la etapa de control mediante un interfaz de comunicación SPI (del inglés, Serial Peripheral Interface).

La etapa de control está compuesta por un microcontrolador de Microchip Technology (Arizona, EEUU). Esta etapa se encarga de recibir las tramas de datos de la etapa de adquisición, añadir cabeceras con información acerca de la temporización de los datos y las marcas de disparo para sincronización (disparo cableado y disparo inalámbrico) y enviar las nuevas tramas a la etapa de comunicación mediante un interfaz UART (del inglés, Universal Asynchronous Receiver-Transmitter). Las marcas temporales y las marcas de disparo permiten una sincronización precisa (error por debajo del milisegundo).

La etapa de comunicación está compuesta por un módulo de comunicaciones Bluetooth. Esta etapa se encarga de recibir las tramas de datos de la etapa de control y enviarlas inalámbricamente a un dispositivo emparejado.

El dispositivo se alimenta con una batería recargable que permite una gran autonomía. Para mayor comodidad, esta batería se carga mediante un puerto estándar USB tipo C. Por seguridad, se ha dispuesto un interruptor que impide la carga de la batería con el sistema en marcha. El dispositivo tiene diversos

diodos emisores de luz que informan al usuario acerca del estado del sistema (en carga, en operación y batería cargada).

Por último, destacar que todo el hardware se encuentra dentro de una carcasa de plástico ABS (acrilonitrilo butadieno estireno) robusta y ligera, que puede ser integrada en elementos vestibles tales como una gorra gracias a sus reducidas dimensiones (50 x 50 x 20 mm aproximadamente).

## 2.2 SOFTWARE

### 2.2.1 Configuración de los dispositivos y gestión de datos en tiempo real

El software es una versión mejorada del de Plat-EEG y está diseñado para hacer posible la configuración de múltiples dispositivos RABio y la gestión en tiempo real de todas las bioseñales registradas.

Por un lado, el microcontrolador de la etapa de control del hardware de cada RABio está programado con un firmware que permite que los parámetros básicos de amplificación y conversión (ganancia, frecuencia de muestreo, etc.) sean configurados de manera on-line desde el software que ejecute el PC o dispositivo móvil al que esté conectado el dispositivo, permitiendo modificar el rango dinámico necesario por cada canal de forma independiente, para la medida de distintas bioseñales (EEG, ECG, EMG, EOG, GSR, etc.). El propio firmware hace posible la gestión de la sincronización mediante el uso de marcadores de disparo y marcas temporales.

Por otro lado, se dispone de un software desarrollado para PC y dispositivos móviles que permite la comunicación con el firmware de los distintos dispositivos RABio mediante la interfaz Bluetooth. Es decir, este software permite que los dispositivos RABio puedan ser configurados desde otro dispositivo con Bluetooth, así como recibir las bioseñales adquiridas en tiempo real. En concreto, dicho software es una librería de funciones programada en lenguaje C/C++, que hace uso de algoritmos de exclusión mutua para la gestión de recursos.

### 2.2.2 Interfaz gráfica multiusuario

El sistema incluye una interfaz gráfica de usuario o GUI (del inglés, Graphical User Interface), implementada en Matlab de The Mathworks (Massachusetts, EEUU), para una interacción usuario-dispositivos eficiente y funcional. Se trata de una versión mejorada de la GUI de Plat-EEG, mucho más amigable y mejorada en cuanto a estética y funcionalidad.

Dicha interfaz permite al usuario la configuración de todos los dispositivos RABio conectados mediante diversos paneles de opciones. Además, incluye otras funciones como el registro/visualización simultánea (en múltiples ventanas), sincronizada y en tiempo real de las señales de los distintos dispositivos, con la posibilidad de aplicar distintos filtros para eliminación de ruido (paso-banda, notch, etc.). Por último, la GUI incluye una serie de paquetes adicionales para procesamiento avanzado y análisis offline de señales, análisis QEEG (marcadores de atención, estrés, concentración, etc.) y aplicaciones clásicas de BCI tales como potenciales evocados visuales y P300.

## 3 ESCENARIO EXPERIMENTAL

Con el objetivo de comprobar la validez y utilidad del sistema en aplicaciones reales, se plantea un escenario experimental de aplicación en el ámbito de la docencia universitaria.

En concreto, se pretende llevar a cabo un estudio en el cual ciertos parámetros cognitivos y emocionales (e.g., carga mental, estrés, concentración, etc.) de una serie de alumnos serán analizados en tiempo real durante la impartición de una clase en la Escuela Técnica Superior de Ingenierías Informática y de Telecomunicación de la Universidad de Granada. Con nuestro sistema esperamos poder obtener un neurofeedback de un colectivo de alumnos que sea útil para tomar decisiones en tiempo real de cara a mejorar la calidad de la docencia. Por ejemplo, cambiar la dinámica de la clase si se detecta aburrimiento por parte de la mayoría de los alumnos, detectar los períodos de máxima atención para explicar las cosas más importantes, etc. La Figura 4 muestra el escenario experimental planteado.



Figura 4: Escenario experimental de aplicación.

## 4 CONCLUSIONES

El sistema presentado en este artículo tiene como finalidad ofrecer la posibilidad de realizar tareas típicas de los sistemas BCI (e.g., análisis de parámetros cognitivos, reconocimiento de emociones, etc.), pero con la novedad de hacerlo para múltiples usuarios BCI de manera simultánea, sincronizada y en tiempo real, todo ello haciendo uso de tecnología inalámbrica, portable y de bajo coste. Además de la presentación del sistema desarrollado, se ha planteado un escenario experimental de aplicación en el ámbito de la docencia universitaria.

La posibilidad de obtener información cognitiva endógena de comunidades de usuarios de manera simultánea, sincronizada y en tiempo real, hace que nuestro sistema sea de gran interés y utilidad potencial en ámbitos como: docencia (e.g., neurofeedback de la carga mental, nivel de concentración, fatiga, etc. de los alumnos de un aula), deporte (e.g., neurofeedback del nivel de atención y/o percepción de los componentes de un equipo), arte (e.g., neurofeedback de las emociones de los visitantes a un museo), así como otros ámbitos relacionados con la vida cotidiana.

### Agradecimientos

Este trabajo ha sido financiado por la Asociación Nicolo para el I+D en neurotecnologías para discapacitados, el Ministerio de Economía y Competitividad de España (red temática DPI2015-69098-REDT y proyecto nacional TIN2015-67020-P) y el proyecto de investigación P11-TIC-7983 de la Junta de Andalucía (España), cofinanciado por el Fondo Europeo de Desarrollo Regional (FEDER).

### Referencias

- [1] J. Minguillon, M.A. Lopez-Gordo, F. Pelayo, Trends in EEG-BCI for daily-life: Requirements for artifact removal, *Biomed. Signal Process. Control.* 31 (2017) 407–418. doi:10.1016/j.bspc.2016.09.005.
- [2] C. Brennan, P. McCullagh, G. Lightbody, L. Galway, D. Feuser, J.L. González, S. Martin, Accessing Tele-Services Using a Hybrid BCI Approach, in: I. Rojas, G. Joya, A. Catala (Eds.), *Adv. Comput. Intell. IWANN 2015. Lect. Notes Comput. Sci.*, Springer, Cham, 2015: pp. 110–123. doi:10.1007/978-3-642-21501-8.
- [3] S.R. Steinhubl, N.E. Wineinger, S. Patel, D.L. Boeldt, G. Mackellar, V. Porter, J.T. Redmond, E.D. Muse, L. Nicholson, D. Chopra, E.J. Topol, Cardiovascular and nervous system changes during meditation, *Front. Hum. Neurosci.* 9 (2015) 1–10. doi:10.3389/fnhum.2015.00145.
- [4] A. Vourvopoulos, F. Liarokapis, Brain-Controlled NXT Robot: Tele-operating a Robot through Brain Electrical Activity, in: *2011 Third Int. Conf. Games Virtual Worlds Serious Appl.*, IEEE, 2011: pp. 140–143. doi:10.1109/VS-GAMES.2011.27.
- [5] M.-S. Yoh, J. Kwon, S. Kim, NeuroWander, in: *Proc. 12th ACM Int. Conf. Adjun. Pap. Ubiquitous Comput. - Ubicomp '10*, ACM Press, New York, New York, USA, 2010: p. 389. doi:10.1145/1864431.1864450.
- [6] Y.P. Lin, Y. Wang, T.P. Jung, A mobile SSVEP-based brain-computer interface for freely moving humans: The robustness of canonical correlation analysis to motion artifacts, *Proc. Annu. Int. Conf. IEEE Eng. Med. Biol. Soc. EMBS.* (2013) 1350–1353. doi:10.1109/EMBC.2013.6609759.
- [7] D.E. Callan, G. Durantin, C. Terzibas, Classification of single-trial auditory events using dry-wireless EEG during real and motion simulated flight., *Front. Syst. Neurosci.* 9 (2015) 11. doi:10.3389/fnsys.2015.00011.
- [8] J. Minguillon, M.A. Lopez-Gordo, F. Pelayo, Stress Assessment by Prefrontal Relative Gamma, *Front. Comput. Neurosci.* 10 (2016) 1–9. doi:10.3389/fncom.2016.00101.
- [9] M.A. Lopez-Gordo, D. Sanchez Morillo, F. Pelayo Valle, Dry EEG electrodes, *Sensors (Switzerland)*. 14 (2014) 12847–12870. doi:10.3390/s140712847.
- [10] J.W. Matiko, Y. Wei, R. Torah, N. Grabham, G. Paul, S. Beeby, J. Tudor, Wearable EEG headband using printed electrodes and powered by energy harvesting for emotion monitoring in ambient assisted living, *Smart Mater. Struct.* 24 (2015) 125028. doi:10.1088/0964-1726/24/12/125028.
- [11] L. Brown, J. Van De Molengraft, R.F. Yazicioglu, T. Torfs, J. Penders, C. Van Hoof, A low-power, wireless, 8-channel EEG monitoring headset, *2010 Annu. Int. Conf. IEEE Eng. Med. Biol. Soc. EMBC'10.* (2010) 4197–4200. doi:10.1109/IEMBS.2010.5627393.
- [12] S. Alcoba, J. Minguillón, C. Morillas, R.

Carrillo, F. Pelayo, M.Á. López-Gordo,  
Plataforma inalámbrica configurable para  
BCI, in: 7º Simp. CEA Bioingeniería,  
Málaga, 2015: pp. 27–32.

- [13] J. Minguillón, C. Morillas, F. Pelayo, S.  
Medina, M.Á. Lopez-Gordo, Módulos Plat-  
EEG para medidas laplacianas con electrodo  
seco, in: 8º Simp. CEA Bioingeniería,  
Madrid, 2016: pp. 69–73.



# COMPARACIÓN DE MÉTODOS DE ESTIMACIÓN ESPECTRAL PARA SEÑALES NEURALES DE MICROELECTRODOS OBTENIDAS DE PACIENTES CON PARKINSON

Ángeles Tepper<sup>1</sup>, Mauricio Carlos Henrich<sup>1</sup>, Luciano Schiaffino<sup>1</sup>, Alfredo Rosado Muñoz<sup>2</sup>, Juan Guerrero Martínez<sup>2</sup>, Antonio Gutiérrez<sup>3</sup> e Irene Martínez Torres<sup>3</sup>.

<sup>1</sup>Facultad de Ingeniería, Universidad Nacional de Entre Ríos. Email: [lschiaffino@ingenieria.uner.edu.ar](mailto:lschiaffino@ingenieria.uner.edu.ar)

<sup>2</sup>Escuela Técnica Superior de Ingeniería. Universidad de Valencia. Email: [alfredo.rosado@uv.es](mailto:alfredo.rosado@uv.es)

<sup>3</sup>Unidad de Trastornos del Movimiento, Hospital La Fe, Valencia. Email: [antoniogutierrez100@gmail.com](mailto:antoniogutierrez100@gmail.com)

## Resumen

*En este trabajo se analizaron diferentes métodos de estimación del espectro de potencia de señales MER de pacientes con Enfermedad de Parkinson, a fines de escoger de manera justificada el método más eficaz para la detección, en tiempo real, de la potencia elevada en la banda  $\beta$  de frecuencias. Particularmente, se compararon los resultados de tres métodos no paramétricos (periodograma, método de Welch y multitaper) y un método paramétrico (modelo autorregresivo), cada uno de ellos con distintos conjuntos de parámetros, dando un total de ocho estimaciones espectrales. Se concluyó que el método óptimo, entre los analizados, para realizar la estimación espectral en tiempo real de registros MER de pacientes con Enfermedad de Parkinson es el de Welch con ventanas Hamming de 1.5 segundos y solapamiento del 50%.*

**Palabras Clave:** Enfermedad de Parkinson - Terapia DBS - MER - Estimación espectral.

## 1 INTRODUCCIÓN

La terapia de estimulación cerebral profunda (*Deep Brain Stimulation*, DBS) consiste en la aplicación de una corriente eléctrica controlada sobre una estructura cerebral determinada mediante electrodos de estimulación implantados. Para la Enfermedad de Parkinson (EP) suele elegirse como estructura cerebral objetivo al núcleo subtalámico (*Subthalamic Nucleus*, STN) ([4]).

Durante la cirugía de implantación de electrodos, se utilizan estudios de neuroimágenes y registros de microelectrodos (*Microelectrode Recordings*, MER). Los MER resultan de registrar actividad eléctrica neuronal mediante la técnica de microEEG, y la actividad captada puede clasificarse en: Potencial de campo local (*Local Field Potential*, LFP) <200 Hz, y Actividad de múltiples neuronas (*Multi-Unit Activity*, MUA) >200Hz.

Los MER se utilizan para realizar una validación intraoperatoria del sitio en que se halla el electrodo. Para esto, las señales registradas se analizan **visualmente**, basando el análisis en características temporales. Esta validación requiere de un equipo médico de cirugía entrenado en el reconocimiento de las señales propias de cada estructura cerebral.

En la comunidad científica, es bien aceptado que los registros MER del STN en humanos con EP revelan una potencia elevada en la banda  $\beta$  de frecuencias (13 a 35 Hz), principalmente en su región dorsolateral ([1] [12]). Más aún, esta región coincide con la ubicación que parece otorgar beneficios terapéuticos óptimos ([12]). Por esto, se han llevado a cabo trabajos de investigación tendientes a obtener esa información frecuencial, valiosa para la localización del sitio de implantación ([10]).

Desde el punto de vista matemático, se debe considerar una estimación del espectro de potencia ([2]). Si bien existen diversos métodos de estimación, en la bibliografía se notó una tendencia hacia la utilización de un método en particular (el método de Welch con ventanas Hamming de 1 s y solapamiento del 50%), pero no se encontraron justificaciones para esa preferencia ([6] [7] [9] [11] [12]).

En este trabajo, se analizaron diferentes métodos de estimación del espectro de potencia.

## 2 MATERIALES Y MÉTODOS

### 2.1 ADQUISICIÓN DE LAS SEÑALES

Se utilizaron señales de registros MER obtenidas de cirugías bilaterales realizadas en 9 pacientes con EP sometidos a la implantación de electrodos de estimulación para DBS en el STN. Las intervenciones quirúrgicas tuvieron lugar en el Hospital La Fe, de Valencia, España.

Los registros fueron adquiridos con el sistema "MicroGuide" (AlphaOmega Ingeniería, Nazareth, Israel). La actividad neurofisiológica se registró a través de microelectrodos de tungsteno recubiertos de

poliamida (Alpha Omega). La señal se amplificó 10000 veces, y fue filtrada con un filtro pasa-banda entre 200 y 6000 Hz, utilizando un filtro Butterworth de orden 4 para la frecuencia de corte baja y de orden 2 para la frecuencia de corte alta. La frecuencia de muestreo fue 12 kHz, y se utilizó un conversor analógico/digital de 12 bits.

Filtrar los registros con un filtro pasa-altos con frecuencia de corte en 200 Hz es de uso habitual en este tipo de cirugía e implica que las señales sean representaciones de MUA y no de LFP. Esta selección de filtros permite evitar el registro de ruidos eléctricos presentes en el quirófano ([12]).

## 2.2 SOFTWARE DE PROCESAMIENTO

El análisis de datos se llevó a cabo con el software MATLAB V8.5 R2015a (Mathworks, Natick, MA, USA). Se utilizaron el *Signal Processing Toolbox* y el *Statistics Toolbox* de MATLAB.

## 2.3 PREPROCESAMIENTO

### 2.3.1 Estabilidad de las señales

Según lo reportado por otros autores ([6] [10] [12]) y por las condiciones propias de la cirugía, tales como movimientos del extremos del electrodo y lesiones neuronales, es necesario seleccionar el segmento del registro MER más estable en cada nivel de profundidad.

Para evaluar la estabilidad de las señales, se comenzó siguiendo la estrategia planteada por [12]. Así, se generó un algoritmo que consiste en dividir a cada señal en segmentos consecutivos de 50 ms y calcular el RMS de cada uno de ellos. Una porción de la señal fue considerada estable cuando todos los RMS de sus segmentos se encontraban dentro de los 3 desvíos estándares de la mediana. Este análisis de estabilidad rechaza eventos infrecuentes, tales como *glitches* o daño celular, pero no rechaza la actividad oscilatoria mayor a 1 Hz ([12]).

Luego de analizar algunos resultados intermedios, se decidió sumar otra condición para la estabilidad. Algunos registros presentaban porciones largas de energía demasiado elevada que hacían que la mediana del RMS fuera más alta y, por tanto, quedaban dentro del segmento estable. Para reducir ese efecto, se agregó una condición de umbral de energía previa al cálculo de los RMS. Se remplazaron los valores de las señales cuyo módulo excedía a los 150  $\mu\text{V}$  (los potenciales de acción tienen valores típicos de 60  $\mu\text{V}$ , pudiendo alcanzar los 100 $\mu\text{V}$  ([7]) por ceros y luego sí se calculó el RMS de los subsegmentos de 50 ms y se siguió la estrategia explicada en el párrafo anterior.

La porción más larga estable de cada señal fue seleccionada para continuar con el análisis.

### 2.3.2 Rectificación y filtrado

Las señales utilizadas en este trabajo, filtradas con un pasa-altos con corte en 200 Hz, representan señales MUA. La estrategia de adquisición usada provoca que sea imposible realizar un análisis directo de las características frecuenciales en los rangos que son de interés en este trabajo (banda  $\beta$ : 13 a 35 Hz).

En [5] se demuestra que las señales de MER adquiridas con un filtro pasa-altos, pueden recuperar sus componentes oscilatorios de bajas frecuencias si se les extrae la envolvente. Además, aunque la estimación no es un valor exacto, remover la media generalmente provee mejores estimaciones, especialmente en las bajas frecuencias ([2]).

La envolvente de baja frecuencia se calculó siguiendo estos pasos: (1) Rectificación de onda completa calculando el valor absoluto de cada muestra de la señal; (2) Extracción de la media; y (3) Suavizado y obtención de la envolvente utilizando un filtro pasa-bajos Butterworth de orden 4 con frecuencia de corte en 100 Hz.

## 2.4 ESTIMACIÓN DEL ESPECTRO DE POTENCIA (PSD)

En los trabajos reportados para la obtención del ritmo  $\beta$  en señales MER ([6] [7] [9] [11] [12]) se observó la utilización sistemática del método de Welch con ventanas Hamming de 1 segundo y solapamiento del 50%. Dicha elección no se encuentra fundamentada en ninguno de los trabajos relevados. Por esto, se decidió analizar diferentes métodos de estimación del espectro de potencia. En todas las estimaciones se ajustaron los parámetros para obtener una resolución frecuencial de 0.1 Hz.

### 2.4.1 Métodos de estimación no paramétricos

Los métodos no paramétricos para la estimación del espectro de potencia se basan exclusivamente en los datos disponibles, sin realizar suposiciones respecto del sistema que las genera. En este trabajo, se analizaron tres técnicas no paramétricas para la estimación de la PSD.

**Periodograma (PGRM):** El periodograma es el más simple de los métodos no paramétricos que se basan en el cálculo de la Transformada de Fourier.

**Método de Welch:** Este método divide el registro en segmentos solapados antes de calcular el periodograma. Se compararon los resultados de tres selecciones de tamaño de ventana diferentes, siempre



con un solapamiento del 50%: Ventanas de Hamming de 0.5 segundos, 1 segundo y 1.5 segundos.

**Método Multitaper:** Este método usa ventanas de igual longitud que el registro. El parámetro tiempo-ancho de banda (NW) balancea la resolución y la varianza de este estimador. En este trabajo, se utilizaron las ventanas DPSS, planteadas por Thomson. Para seleccionar el valor del parámetro NW, se tuvieron en cuenta los valores utilizados en la bibliografía consultada ([8]), que asume valores típicos entre 2 y 6. Se decidió analizar los resultados del estimador Multitaper con los valores típicos extremos de NW (2 y 6).

#### 2.4.1 Métodos de estimación paramétricos

**Modelo AR con coeficientes de Burg:** Se optó por un modelo AR con sus coeficientes calculados por el método de Burg. El orden provee un intercambio entre *bias* y varianza. Se seleccionaron dos órdenes dentro de los márgenes de los valores usados en otros trabajos ([3]): orden 4 (AR 4) y 15 (AR 15).

### 2.4 COMPARACIÓN ESTADÍSTICA DE LOS ESTIMADORES ESPECTRALES

Para comparar los resultados de los distintos estimadores espectrales estudiados se realizó un análisis estadístico no paramétrico mediante Friedman. Para esto se utilizaron todas las señales de las 28 trayectorias (cada trayectoria cuenta con alrededor de 30 señales, cada una de una profundidad de registro diferente). En total, se utilizaron 1010 señales.

Se realizaron dos comparaciones diferentes. En un caso, se comparó la potencia promedio de la banda de frecuencias  $\beta$  calculada para cada señal, con cada método. En el otro caso, se compararon los valores de frecuencia de la banda  $\beta$  en los que se obtuvo la mayor potencia.

Para obtener el valor  $p$  de la comparación entre pares de métodos, se utilizó un método ad-hoc para comparaciones múltiples, basado en el criterio de Tukey-Kramer (con nivel de significancia  $\alpha=0.05$ ).

### 2.5 COMPARACIÓN DEL COSTO COMPUTACIONAL DE LOS MÉTODOS PSD

Dado que el objetivo final del trabajo es el de aplicar uno de estos métodos para la validación intraoperatoria del sitio óptimo de implantación, es necesario que el procesamiento de las señales se haga en tiempo real. Así, la velocidad de procesamiento es un factor a tener en cuenta.

La evaluación de los tiempos de cómputo se hizo únicamente sobre las señales de una trayectoria tomada como ejemplo (paciente 1, hemisferio izquierdo, electrodo posteromedial).

## 3 RESULTADOS

### 3.1 DEL ANÁLISIS DE ESTABILIDAD

Un ejemplo del resultado del análisis de estabilidad aplicado a una señal MER se observa en la figura 1. Puede observarse un gran aumento en la amplitud de la señal original alrededor del segundo 18; ese segmento es considerado espurio por el algoritmo, ya que el valor del RMS es mayor que el umbral superior de estabilidad.

Se obtuvieron porciones estables de cada una de las señales, y la longitud resultante fue de  $21.08 \pm 12.18$  s.

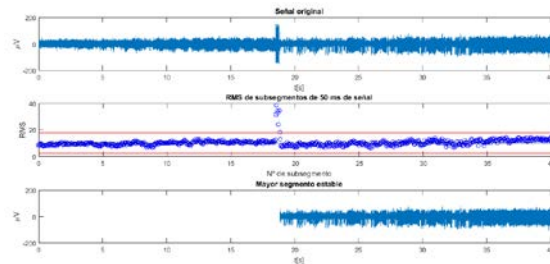


Figura 1: Registro MER del paciente 2 procesado para eliminar datos espurios. Arriba: registro original. Centro: valores de RMS de segmentos de 50ms de señal; las líneas rojas marcan los límites correspondientes a  $\pm 3$  desvíos estándares de la mediana. Abajo: porción de señal considerada estable por el algoritmo.

### 3.2 DE LA RECTIFICACIÓN Y DEL FILTRADO

La rectificación de onda completa y su filtrado posterior, suaviza la señal resultante, eliminando algunos de los picos originales. En la figura 2 se ilustra un ejemplo del resultado de este procesamiento.

### 3.3 DE LA COMPARACIÓN DE LOS MÉTODOS PSD

Dado que el espectro real de las señales resulta desconocido, la evaluación de los resultados de las estimaciones obtenidas por los diferentes métodos solamente puede realizarse mediante una comparación entre ellas mismas.



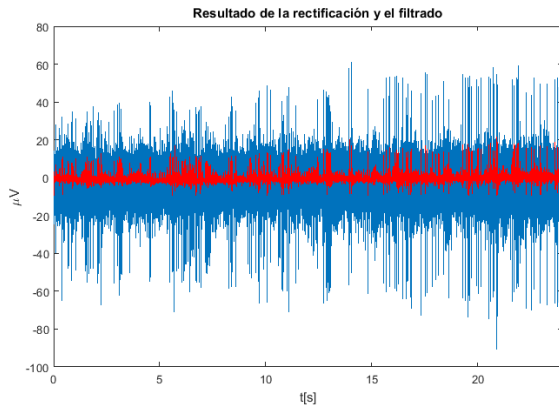


Figura 2: Recuperación de la señal moduladora de baja frecuencia para el paciente 8, hemisferio izquierdo, electrodo central, a una distancia al target de 1.636 mm. Azul: segmento MER estable. Rojo: señal rectificada y filtrada.

### 3.3.1 Comparación cualitativa

A fines de realizar una comparación cualitativa, se muestran, en la figura 3, los resultados del espectro de potencia de una señal que sirve como ejemplo, calculados con los diferentes métodos ensayados.

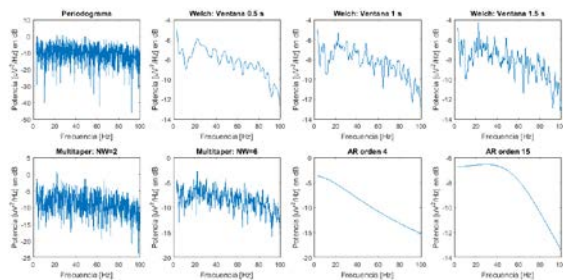


Figura 3: Resultados de diferentes métodos de estimación de densidad de potencia sobre una señal del paciente 5, hemisferio izquierdo, electrodo central y a una distancia al target de 2.235 mm.

**Periodograma:** En la figura 3 puede verse la gran variabilidad que presenta dicha estimación.

**Método de Welch:** En las distintas estimaciones obtenidas con el método de Welch, puede verse que a medida que se reduce el tamaño de las ventanas, se tiene menor variabilidad en el espectro, pero eso también implica una pérdida de resolución frecuencial.

**Método Multitaper:** A mayor valor de NW, se reduce la varianza de la estimación. Esto puede verse al comparar los resultados con NW=2 y NW=6. Aunque el segundo caso es menos variable, la varianza de estas estimaciones se observa mayor a la de los estimadores de Welch.

**Modelo AR - coeficientes de Burg:** Los espectros obtenidos son completamente suaves. Además, comparándolos con los de los métodos no paramétricos, se evidencia una morfología muy diferente.

### 3.3.2 Comparación cuantitativa

#### Comparación de la potencia promedio en $\beta$ calculada por cada método

En la tabla 1, se comparan los diferentes métodos de estimación de la PSD estudiados de acuerdo a sus estimaciones de la potencia promedio en la banda  $\beta$ . Allí puede verse que varios métodos PSD no paramétricos no presentan diferencias significativas entre sí. El cálculo del periodograma no es significativamente diferente a los del método de Welch con ventanas de 0.5 s ( $p=0.9999$ ) y 1 s ( $p=0.2284$ ), ni a los del Multitaper de NW=6 ( $p=0.3520$ ). Por otro lado, de las estimaciones realizadas con el método de Welch, resalta que cuando se utilizan ventanas de 1.5 s se obtienen estimaciones que no son significativamente diferentes a las que se obtienen con ventanas de 1 s ( $p=0.6453$ ), pero sí son diferentes de las que se obtienen con ventanas de 0.5 s ( $p=0.0038$ ). Por su parte, los estimadores Multitaper no presentan diferencias significativas entre sí ( $p=0.1697$ ) ni con el método de Welch con ventanas de 1 s ( $MT_{NW=2}$ :  $p=0.2741$ ;  $MT_{NW=6}$ :  $p=1.0000$ ) y 1.5 s ( $MT_{NW=2}$ :  $p=0.9992$ ;  $MT_{NW=6}$ :  $p=0.4884$ ).

Con respecto a los estimadores paramétricos basados en modelos AR, las estimaciones presentaron diferencias significativas con todos los demás métodos, e incluso entre sí ( $p=5.9881 \cdot 10^{-8}$ ).

#### Comparación de la frecuencia de la mayor energía en $\beta$

De este estudio estadístico se obtiene que el periodograma no tiene diferencias significativas con los métodos de Multitaper ( $MT_{NW=2}$ :  $p=0.9238$ ;  $MT_{NW=6}$ :  $p=0.5155$ ) ni con el modelo AR de orden 4 ( $p=0.9554$ ), pero sí con todos los demás. El método de Welch con ventanas de 1 s no es significativamente diferente al método de Welch con ventanas de 1.5 s ( $p=0.8801$ ), pero sí a todos los demás. Los métodos Multitaper, como en la comparación anterior, no presentan diferencias significativas entre sí ( $p=0.9963$ ) y tampoco con el método de Welch de ventanas de 1.5 s ( $MT_{NW=2}$ :  $p=0.1680$ ;  $MT_{NW=6}$ :  $p=0.5895$ ), pero sí con el de ventanas de 1 s ( $MT_{NW=2}$ :  $p=0.0023$ ;  $MT_{NW=6}$ :  $p=0.0306$ ). Con respecto a los modelos AR, otra vez, presentaron diferencias significativas entre sí ( $p=5.9881 \cdot 10^{-8}$ ).

Tabla 1: Comparación entre métodos de estimación. Se comparan los valores de potencia promedio en la banda  $\beta$  de frecuencias. En cada elemento de la tabla se halla el valor p de la comparación correspondiente; en negrita, valores significativos para un  $\alpha = 0.05$ .

	PGRM	Welch 0.5s	Welch 1s	Welch 1.5s	Mult. 2	Mult. 6	AR 4	AR 15
PGRM	-	0.9999	0.2284	<b>7.3461*10<sup>-4</sup></b>	<b>5.2344*10<sup>-5</sup></b>	0.3520	<b>5.9881*10<sup>-8</sup></b>	<b>5.9881*10<sup>-8</sup></b>
Welch 0.5s	0.9999	-	0.4637	<b>0.0038</b>	<b>3.4350*10<sup>-4</sup></b>	0.6205	<b>5.9881*10<sup>-8</sup></b>	<b>5.9881*10<sup>-8</sup></b>
Welch 1s	0.2284	0.4637	-	0.6453	0.2741	1.0000	<b>5.9881*10<sup>-8</sup></b>	<b>5.9881*10<sup>-8</sup></b>
Welch 1.5s	<b>7.3461*10<sup>-4</sup></b>	<b>0.0038</b>	0.6453	-	0.9992	0.4884	<b>5.9881*10<sup>-8</sup></b>	<b>5.9881*10<sup>-8</sup></b>
Mult. 2	<b>5.2344*10<sup>-5</sup></b>	<b>3.4350*10<sup>-4</sup></b>	0.2741	0.9992	-	0.1697	<b>5.9881*10<sup>-8</sup></b>	<b>5.9881*10<sup>-8</sup></b>
Mult. 6	0.3520	0.6205	1.0000	0.4884	0.1697	-	<b>5.9881*10<sup>-8</sup></b>	<b>5.9881*10<sup>-8</sup></b>
AR 4	<b>5.9881*10<sup>-8</sup></b>	<b>5.9881*10<sup>-8</sup></b>	<b>5.9881*10<sup>-8</sup></b>	<b>5.9881*10<sup>-8</sup></b>	<b>5.9881*10<sup>-8</sup></b>	<b>5.9881*10<sup>-8</sup></b>	-	<b>5.9881*10<sup>-8</sup></b>
AR 15	<b>5.9881*10<sup>-8</sup></b>	<b>5.9881*10<sup>-8</sup></b>	<b>5.9881*10<sup>-8</sup></b>	<b>5.9881*10<sup>-8</sup></b>	<b>5.9881*10<sup>-8</sup></b>	<b>5.9881*10<sup>-8</sup></b>	<b>5.9881*10<sup>-8</sup></b>	-

### 3.3.3 Comparación del costo computacional de los métodos analizados

Se compararon los tiempos de cómputo de los métodos que mostraron ser más adecuados para el cálculo de la estimación espectral: el método de Welch con ventanas de 1 y 1.5 s, y el Multitaper con NW=2 y NW=6. Los resultados se muestran en la Tabla 2.

La evaluación de los tiempos de cómputo se hizo únicamente sobre las señales de una trayectoria tomada como ejemplo (paciente 1, hemisferio izquierdo, electrodo posteromedial), cuya duración es de:  $27.9987 \pm 11.9316$  s.

## 4 DISCUSIONES

Las comparaciones realizadas fueron llevadas a cabo a fines de seleccionar un método para realizar una validación intraoperatoria que tenga en cuenta las características frecuenciales de registros MER de pacientes con EP y que se realice a tiempo real.

Respecto de los métodos paramétricos, sus resultados no solamente son significativamente diferentes a los resultados de los demás métodos, sino que también son diferentes entre sí. Por la naturaleza de las señales con las que se trabajó, era de esperarse que el sistema no pudiera modelarse adecuadamente sin un estudio mucho más profundo que el realizado en este trabajo.

Respecto de las estimaciones no paramétricas, aunque las comparaciones cualitativas mostraron ciertas similitudes morfológicas entre todos los métodos, el análisis cuantitativo realizado muestra

que estos pueden ser significativamente diferentes unos de otros.

Tabla 2: Tiempos de cómputo para la trayectoria correspondiente al paciente 1, hemisferio izquierdo, electrodo posteromedial, cuya duración es de:  $27.9987 \pm 11.9316$  s.

Método	Tiempo de cómputo
Welch ventanas 1s	$1.1137 \pm 0.4831$ s
Welch ventanas 1.5s	$0.7253 \pm 0.3168$ s
Multitaper NW=2	$2.3227 \pm 0.8811$ s
Multitaper NW=6	$4.4735 \pm 1.8008$ s

Para el caso particular del periodograma, su alta varianza pudo observarse en el análisis cualitativo. Aunque algunos de sus resultados pueden no ser significativamente diferentes a los de otros estimadores, se considera que no es conveniente trabajar con un estimador no consistente.

El método de Welch con ventanas de 1 s es un método con poca varianza y buena resolución. Las estimaciones obtenidas con el mismo método pero otros tamaños de ventana resultan morfológicamente similares, pero la ventana con 0.5 s de longitud da un espectro prácticamente sin picos. El hecho de tener ventanas más cortas le permite suavizar más el espectro, pero esto puede llevar a que se pierdan picos importantes. Quizás por esta razón los resultados con ventanas de 0.5 s no coinciden con los de los otros tamaños de ventana cuando se comparan los valores de frecuencia en los que se obtiene la máxima potencia en  $\beta$ .

El método de Welch con ventanas de 1 s presenta diferencias significativas, al menos en una de las dos comparaciones aquí realizadas, con todos los otros métodos ensayados, a excepción del método de

Welch con ventanas de 1.5 s. Siendo que este método con ventanas de 1 s es el más utilizado en la bibliografía consultada, y que con ventanas de 1.5 s no se tienen diferencias significativas, podría considerarse la posibilidad de seleccionar alguno de estos dos estimadores indistintamente.

Los métodos Multitaper no presentan diferencias significativas entre sí, aunque en las comparaciones cualitativas puede verse que dan resultados algo más variables que los métodos de Welch. La comparación cuantitativa revela que no presentan diferencias significativas con el método de Welch con ventanas de 1.5 s. Si se analiza este resultado teniendo en cuenta lo explicado en el párrafo anterior, también podría considerarse la utilización de los métodos Multitaper para el estudio de los registros MER.

Considerando el costo computacional de los métodos: Multitaper con  $NW=2$  y  $NW=6$ , y Welch con ventanas de Hamming de 1 s y de 1.5 s, los resultados muestran que los métodos Multitaper son más costosos computacionalmente que los de Welch. Además, la comparación sugiere que el método de Welch con ventanas de 1.5 s es el más rápido de todos los analizados.

## 5 CONCLUSIONES

En este trabajo, se realizó una comparación entre diferentes métodos de estimación del PSD, teniendo en cuenta una aplicación en particular. El procesamiento de señales de MER, tomadas durante las cirugías de implantación de electrodos para DBS en pacientes con EP, y particularmente su información frecuencial, puede servir como una herramienta de validación intraoperatoria de la ubicación del electrodo. El método de estimación espectral que es mayormente utilizado en la bibliografía es el de Welch con ventanas de Hamming de 1 s y solapamiento del 50% ([6] [7] [9] [11] [12]).

Sobre las condiciones del presente trabajo y luego del análisis realizado, se propone al método de Welch con ventanas Hamming de 1.5 s y solapamiento del 50% como el estimador más apropiado para ser utilizado en tiempo real para el cálculo de la PSD de señales MER de pacientes con EP.

### Referencias

[1] Chen, C.C. et al. (2006) Intra-operative recordings of local field potentials can help localize the Subthalamic nucleus in Parkinson's disease surgery. *Experimental neurology*, 198(1):214–221.

[2] Manolakis, D. G. et al (2005) Statistical and adaptive signal processing: spectral estimation, signal modeling, adaptive filtering, and array processing, *volume 46*. Artech House Norwood.

[3] Martinez Manzanera, O. et al (2016). Tremor detection using parametric and non-parametric spectral estimation methods: A comparison with clinical assessment. *PloS one*, 11(6):e0156822.

[4] Moldovan, A-S. et al (2015) The treatment of Parkinson's disease with deep brain stimulation: current issues. *Neural regeneration research*, 10(7):1018.

[5] Moran, A. et al (2010) Revealing neuronal functional organization through the relation between multi-scale oscillatory extracellular signals. *Journal of neuroscience methods*, 186(1):116–129.

[6] Moran, A. et al (2008) Subthalamic nucleus functional organization revealed by parkinsonian neuronal oscillations and synchrony. *Brain*, 131(12):3395–3409.

[7] Novak, P. et al (2007) Detection of the subthalamic nucleus in microelectrographic recordings in Parkinson's disease using the high-frequency (> 500 Hz) neuronal background: technical note. *Journal of neurosurgery*, 106(1):175–179.

[8] Rahim, K. (2014) Applications of multitaper spectral analysis to nonstationary data.

[9] Rosa, M. et al (2011) Subthalamic local field beta oscillations during ongoing deep brain stimulation in Parkinson's disease in hyperacute and chronic phases. *Neurosignals*, 19(3):151–162.

[10] Shamir, R. R. et al (2012) Microelectrode recording duration and spatial density constraints for automatic targeting of the subthalamic nucleus. *Stereotactic and functional neurosurgery*, 90(5):325–334.

[11] Whitmer, D. et al (2012) High frequency deep brain stimulation attenuates subthalamic and cortical rhythms in Parkinson's disease. *Frontiers in human neuroscience*, 6:155.

[12] Zaidel, A. et al (2010) Subthalamic span of  $\beta$  oscillations predicts deep brain stimulation efficacy for patients with Parkinson's disease. *Brain*, page 144.

# Development of Brain-Computer Interface based on Visual Imagination

Fabio R. Llorella Costa, Gustavo Patow  
EPS-UdG, fricardocorreo@gmail.com, dagush@imae.udg.edu

José M. Azorín  
Brain-Machine Interface Systems Lab  
Miguel Hernandez University of Elche, Spain, jm.azorin@umh.es

## Abstract

In the Brain-Computer Interface (BCI) research field there are many more papers that use motor imagination for building a BCI, rather than visual imagination. In this paper, we have developed a BCI based on visual imagination to distinguish between 2 pictures, considering two pictures and distinct combinations of two feature extraction algorithms (ERD and PSD) and two classifiers (SVM and Random Forest). The observed maximum accuracy is 69%.

**Keywords:** BCI, Visual imagination, SVM, Kernel, Random Forest

## 1 Introduction

BCI is a technology that allows to communicate directly the brain and the external world. In spite of its importance, most studies have been focused on using the motor imagination-based BCIs and related techniques [4].

This paper aims to show that possible to classify two imagined images, in this field, some studies have been done. It is interesting to view the paper Brain-Computer Interface Based on Generation of Visual Images [1], in this paper examines tree mental states : Relax, faces and house.

However, it is possible to build other types of BCI systems that use other types of imagination, such as the visual imagination. In this way, it is possible to propose an alternative for those people for which traditional BCIs do not work.

In this paper, we study the possibility of distinguishing between the imagination of two visual images (i.e., a house and a tree). In this context, we study different techniques to extract and classify the signals. The results obtained are shown in the Results Section.

## 2 Methodology

The EEG signals have been recorded with the **g.tec** Nautilus device, with 8 electrodes. The configuration that has been used is Cz, C3,C4, Pz, P3, P4, CP5 and CP6, with a frequency of 250 Hz.

The signals have been filtered with a band pass filter between 5-40 Hz and then a common average reference filter, finally the signals have been normalized.

In this study, we have registered data from four users (tree men and one woman) , each user has obtained four sessions, each session consists of fifteen trials.

For the experiments, the following protocol has been used: The duration of each trial is 15 seconds, the first 3 seconds are relax signalled by a white cross on a black background. The following 2 seconds show a random image, and the last 10 seconds is where the user imagines the previous image. Figure 1 shows a schema of the protocol used.

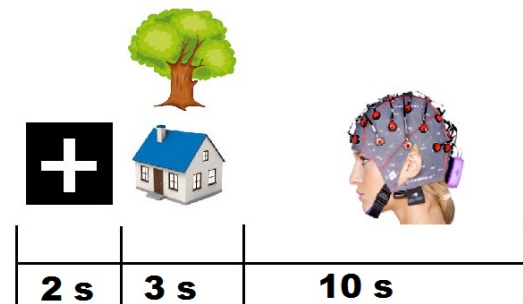


Figure 1: Protocol used in the visual imagination recording experiments

### 2.1 Feature Extraction

For the feature extraction we used two different techniques, the first one is the power spectral density for each channel, the power spectral density we have calculate with the pwelch algorithm, and the second technique is the event-related desynchronization (ERD), this phenomenon is widely used in the

detection of motor imagery, this is why it has been implemented in this work, to verify if the techniques used in the motor imagery could be useful for the visual imagination.

To calculate the ERD, we used the power of the baseline and calculated the relative increase or decrease in each channel with the following formula:

$$ERD = \frac{Pb - P}{Pb}$$

Where :

Pb is the power on the baseline and P is the Power on the channel.

### 2.2 Classification

For the classification, it has been chosen the Random Forest algorithm and the Support Vector Machine [3,5]. Random Forest structure the data to be classified into a tree data structure. Using this data structure and a function to separate the data, the Random Forest creates a very robust classifier. With Random Forests, we also have the advantage of being able to classify multiple classes, while with traditional SVM we can only classify two classes.

For the SVM classifier we used the Radial Basis Function, this function is more used for the BCIs.

### 3 Results

These results have been obtained in different sessions, tables 1,2,3 and 4 show the results obtained in percentage by each session and the average of all sessions, all processing has been offline.

Table 1 shows the results obtained when using the power spectral density and the classification by Random Forest of the tree and house images. The average success among all users is 61.4% of accuracy.

User	#1	#2	#3	#4	Avg
A	62	60	61	62	61.25
B	46	53	60	64	55.75
C	54	58	58	66	59
D	66	71	73	69	69.75

Table 1: classifying by PSD and by Random Forest

In Table 2 show the results obtained when using the the ERD and classification by Random Forest of the tree and house images. In this case, the average accuracy is of 56.8%.

User	#1	#2	#3	#4	Avg
A	61	54	56	46	53
B	52	57	54	65	56.75
C	54	60	48	61	55.75
D	59	60	69	60	62

Table 2: Classification with ERD and Random Forest

In Table 3 show the results obtained when using the SVM with RBF kernel and power spectral density of the tree and house image. In this case, the average accuracy is of 57%.

User	#1	#2	#3	#4	Avg
A	60	60	50	71	60.25
B	64	61	69	47	58.75
C	62	60	51	71	61
D	62	61	61	60	61

Table 3: Classification with PSD and SVM

In Table 4 show the results obtained when using the SVM with RBF kernel and ERD for feature extraction. In this case, the average accuracy is of 60.4 %.

User	#1	#2	#3	#4	Avg
A	60	53	57	57	56.75
B	66	61	61	62	62.5
C	63	60	59	62	61
D	60	59	59	68	61.5

Table 4: classifying by ERD and SVM

The electrodes that have been most successful have been Pz, P5, CP6, P4 and P3. These electrodes are the closest to the occipital zone, which is the area in charge of the primary vision. In Figure 2 we can see the best electrodes highlighted in red.

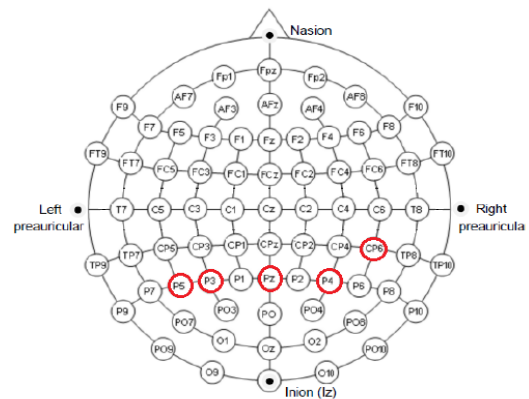


Figure 2: The best electrodes

The results show that there are no significant differences between the different configurations, but with the PSD calculation and using random forest for the classification, we obtain on average better results than with other there configurations. Each user registered the signals on different days, therefor in the last session should be more trained and therefore the accuracy should be higher, this phenomenon isn't appreciate with clarity, this is topic that should that four sessions were insufficient to be able to observe changes in the classification of visual images.

International Brain-Computer Interface Conference 2014.

#### 4. Conclusions and Future Work

In this work, we have studied the possibility of identifying two images by means of the visual imagination and a BCI system. The results obtained confirm that it is possible to detect the different EEG signals that are related to the images. However, the study has been carried out with offline classification method. One possible avenue for future work would be to create an online BCI system that works with detection and classification of two images. It would also be interesting to study the differences in EEG signal levels between the two images, and even between different groups of images.

#### Acknowledgements

This work has been partially funded by project TIN2014- 52211-C2-2-R from the Ministerio de Economía y Competitividad, Spain.

#### References

- [1] Pavel Bobrov, Alezander Frolov, Charles Cantor, Irina Fedulova, Mikhail Bakhnyan, Alezander Zhavoronkov (2011) Brain-Computer Interface Based on Generation of Visual Images. Plos One.
- [2] Maureen Clerc, Laurent Bougrain, Fabien Lotte (2016) Brain Computer Interface I.Cognitive Science Series. Iste and Wiley.
- [3] A. Criminisi, J.Shotton (2013), Decision Forests for Computer Vision and Medical Image Analysis.Springer.
- [4] E.Hortal, D.Planelles, A.Costa, E.Iáñez, A. Úbeda, J.M.Azorín, E. Fernandez. SVM-based Brain-Machine Interface for controlling robot arm through four mental tasks. Neurocomputing manuscript, 23 september 2014.
- [5] David Steyrl, Reinhold Scherer, Oswin Förstner and Gernot R. Müller-Putz. Motor Imagery Brain-Computer Interfaces: Random Forests Vs Regularized LDA-Non-Linear Beats Linear. Proceedings of the 6<sup>th</sup>



# ANÁLISIS EXPLORATORIO DEL MARGEN DE ESTABILIDAD APLICADO A LA MARCHA ASISTIDA CON EXOESQUELETO ROBÓTICO

Antonio J. del Ama<sup>1</sup>, Juan F. Estebanz-Llorente<sup>3</sup>, Elisa Piñuela-Martín<sup>1</sup>, Diego Torricelli<sup>2</sup>, Vicente Lozano-Berrio<sup>1</sup>, Ángel Gil-Agudo<sup>1</sup>, José L. Pons<sup>2</sup>, y Juan C. Moreno<sup>2</sup>.

1: Unidad de Biomecánica y Ayudas Técnicas, Hospital Nacional de Paraplégicos (SESCAM) y Unidad de Neurorrehabilitación, Biomecánica y Función sensitivo-Motora (HNP-SESCAM), Unidad Asociada al CSIC.

2: Grupo de Ingeniería Neural. Instituto Cajal, (CSIC) y Unidad de Neurorrehabilitación, Biomecánica y Función sensitivo-Motora (HNP-SESCAM), Unidad Asociada al CSIC.

3: Universidad de Castilla La-Mancha

ajdela@sescam.jccm.es

## Resumen

*En los últimos años han aparecido varios exoesqueletos robóticos para la asistencia de la marcha. El riesgo de caídas durante la marcha se ve alterado como consecuencia de la utilización de un exoesqueleto, si bien no existe literatura científica que analice este hecho. Este trabajo presenta los resultados de un experimento dirigido a estudiar la aplicabilidad del margen de estabilidad para caracterizar el equilibrio de la marcha asistida con exoesqueleto robótico. Se demuestra la validez de la metodología propuesta para el cálculo de  $b$  durante la marcha asistida. Los resultados muestran que si bien la marcha asistida resulta estable, el margen de estabilidad es menor respecto a la marcha no asistida. Futuros estudios incorporarán un mayor número de sujetos y análisis de la sensibilidad de  $b$  respecto de diferentes condiciones de marcha asistida.*

**Palabras Clave:** marcha; exoesqueleto; equilibrio; caídas

## 1 INTRODUCCIÓN

La locomoción humana se puede considerar inherentemente estable ya que el ser humano es capaz de mantener, en condiciones normales y sin perturbaciones, el equilibrio durante un ciclo de marcha. Sin embargo, existe el riesgo de sufrir caídas durante la marcha, el cual es mayor en personas con edad avanzada que en personas jóvenes [1] Además, diversas patologías neurológicas afectan al equilibrio durante la marcha, aumentando la probabilidad de ocurrencia y mermando la capacidad de reacción y

restablecimiento del equilibrio por parte de la persona. Además de los efectos sobre la salud de las personas, los costes derivados de las caídas representan una gran carga económica para los sistemas de salud. La Organización Mundial de la Salud (OMS) cifra en 424.000 personas, las que anualmente mueren en todo el mundo debido a caídas, siendo más de un 80% de dichas muertes producidas en países con bajos ingresos [1].

Existe un gran número de líneas de investigación relacionadas con la estabilidad dinámica de la marcha, tanto para su caracterización [2] como para la mejora de la misma [3]. En cualquier caso, se ha demostrado que la estabilidad está influenciada por perturbaciones en la marcha, que pueden ser de origen interno, por ejemplo alguna patología neuromuscular, o de origen externo, como irregularidades en la superficie, viento, despieces, etc. [3].

En los últimos años estamos asistiendo a la introducción de exoesqueletos robóticos ambulatorios para la asistencia a la marcha y la rehabilitación de personas con afectación de la función de marcha [4]. Si bien los efectos inmediatos y a largo plazo de estos sistemas robóticos para rehabilitación está siendo ampliamente estudiada [4] [5], no existe en la literatura estudios que analicen la estabilidad de la marcha conseguida con estos sistemas, confiando en ayudas técnicas tipo bastones o andadores, para conseguir una deambulación estable en el caso de sistemas para la compensación de la marcha patológica.

El trabajo presentado aquí pretende abrir una línea de investigación sobre el análisis de la estabilidad de la marcha asistida con exoesqueletos robóticos ambulatorios. El objetivo concreto es analizar la aplicabilidad de una métrica para la caracterización de la estabilidad de la marcha. Previamente, y como marco introductorio, se



presentan en la sección 2.1 varias métricas propuestas en la literatura para el análisis y caracterización de la marcha, para posteriormente elegir y aplicar una de ellas al caso de la marcha asistida por exoesqueleto. La hipótesis de nuestro trabajo es que la marcha asistida con exoesqueleto presenta un valor de estabilidad menor que la marcha libre, debido a la restricción de grados de libertad ocasionada por la reestructura mecánica y la necesaria sincronización del movimiento del usuario con el robot.

## 2 MATERIAL Y MÉTODOS

Este apartado está organizado como sigue. En primer lugar en el apartado 2.1 se describen las métricas propuestas en la literatura para analizar la estabilidad de la marcha. En el apartado 2.2 se describe la métrica utilizada en este estudio. En el apartado 2.3 se describe el procedimiento el procedimiento experimental y la instrumentación utilizada.

### 2.1 MÉTRICAS APLICABLES AL ESTUDIO DE LA ESTABILIDAD DE LA MARCHA CON EXOESQUELETO

Se ha tomado como referencia la revisión de métricas de estabilidad de marcha publicado por Bruijn et al. [3]. Las métricas recogidas en esta revisión pueden clasificarse en función del enfoque teórico utilizado en:

- a) Modelos biomecánicos. Mediante un modelo de péndulo invertido, este conjunto de métricas analizan las condiciones para que el equilibrio dinámico durante la marcha se mantenga.
- b) Análisis del espacio de estados. Estas métricas se basan en la representación de la dinámica de la marcha en un espacio de estados formado por las posiciones y velocidades articulares. A partir de esta representación, se calculan parámetros que informan de la estabilidad dinámica de la marcha y su tendencia temporal.
- c) Métodos estadísticos. Estas métricas tienen ciertas similitudes con las anteriores, si bien este conjunto de métricas analizan correlaciones de largo alcance en el dominio temporal.

Además de para caracterizar la estabilidad de la marcha, las métricas anteriores pueden utilizarse para analizar la respuesta frente a perturbaciones.

En cualquier caso, la aplicabilidad de estas métricas al análisis de la estabilidad de marcha con exoesqueletos está sujeta a ciertas limitaciones relacionadas con el uso del exoesqueleto y la instrumentación disponible. En primer lugar, el uso del exoesqueleto limita la introducción de

perturbaciones al usuario, dado que la capacidad de recuperación frente a la caída, así como las maniobras de protección del sujeto durante la caída pueden verse seriamente limitadas por el exoesqueleto si éste no cuenta con un sistema de o estrategia específicamente diseñada para gestionar las caídas. Este hecho hace necesario la disponibilidad de un arnés de soporte para evitar la caída del sujeto. Por otra parte, tanto las métricas desarrolladas a partir de la representación en espacio de estados como las estadísticas, necesitan de un gran número de pasos registrados, lo que únicamente puede lograrse mediante el uso de un tapiz rodante específico con plataformas de fuerza embebidas bajo el tapiz rodante.

Dentro del conjunto de métricas basadas en modelos biomecánicos, el trabajo de Bruijn et al [3] recoge tres basadas en la modelización de las extremidades inferiores como un péndulo invertido:

- a.1) Centro de masas extrapolado.
- a.2) Fuerzas estabilizadoras y desestabilizadoras.
- a.3) Estimador de colocación del pie.

Como primera aproximación al estudio de la estabilidad de la marcha asistida con exoesqueletos, en este trabajo presentamos los resultados preliminares de un experimento cuyo objetivo es comprobar la viabilidad de la utilización del centro de masas extrapolado como métrica para el análisis de la estabilidad de la marcha asistida con exoesqueleto.

### 2.2 CENTRO DE MASAS EXTRAPOLADO.

Varios estudios han demostrado la condición de estabilidad del cuerpo durante la bipedestación, la cual se produce cuando la proyección vertical del centro de masas del cuerpo (*CoM*) está situada dentro de la base de sustentación del mismo (*BoS*), siendo la base de sustentación el polígono formado por los pies en apoyo [6] [7]. Si bien esta condición de estabilidad es válida en condiciones estáticas, no es suficiente en situaciones en las que existe un desplazamiento acelerado del *CoM* [8]. De hecho, es posible que si el centro de masas está situado sobre la base de sustentación, pero la velocidad del centro de masas presenta una dirección hacia afuera de la base de sustentación, resulta en un desequilibrio, mientras que por contrario, si bien el centro de masas pueda situarse fuera de la base de sustentación, su velocidad, dirigida hacia dentro de la misma, puede ser suficientemente alta como para obtenerse una situación de equilibrio.

A partir de un modelo de péndulo invertido es posible modelar con un grado de aproximación razonable el estado de equilibrio del cuerpo [9] [7]. En este modelo la masa total del cuerpo se supone contenida en el centro de masas localizado en el trocánter, considerando la pierna un elemento rígido articulado entre el centro de masas y el tobillo

(Figura 1). No obstante, la principal limitación de esta aproximación es que las acciones de compensación del movimiento, tales como el movimiento de los brazos o el tronco, no son contempladas por el modelo. Por tanto, este modelo es válido cuando estas compensaciones no son excesivas [3].

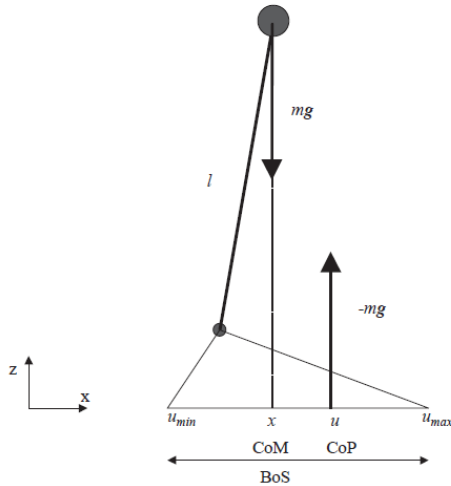


Figura 1: Modelo de péndulo invertido. Adaptado de [10].

En la Figura 1, el centro de masas ( $CoM$ ) representa la proyección vertical del centro de masas, el centro de presiones ( $CoP$ ) representa la resultante de la distribución de presiones en el suelo en el punto  $u$ . El desplazamiento del  $CoP$  está confinado en la base de sustentación ( $BoS$ ), que es el polígono formado por el perímetro de los pies, siendo  $u_{max}$  y  $u_{min}$  los límites máximos y mínimos en la dirección del movimiento de la base de sustentación. Por último,  $l$  es la distancia entre el centro de masas y el trocánter.

Como se ha mencionado anteriormente, el centro de masas extrapolado integra la posición del centro de masas con su desplazamiento, según la siguiente fórmula [11] [10]:

$$XCoM = CoM + \frac{VCoM}{\omega_0} \quad (1)$$

En la ecuación (1)  $XCoM$  es la proyección horizontal de la posición del centro de masas extrapolado,  $CoM$  es la proyección del centro de masas,  $VCoM$  es la derivada de la proyección del  $CoM$ , y  $\omega_0$  es la frecuencia natural del péndulo, calculada como  $\omega_0 = \sqrt{g/l}$ , donde  $g$  es la constante de gravedad, y  $l$  la longitud entre el trocánter y el suelo. A partir de esta definición, se puede calcular el margen de estabilidad  $b$  como la mínima distancia perpendicular entre la posición de la proyección horizontal del  $XCoM$  y la  $BoS$ :

$$b = BoS - XCoM = \min\{u_{max}, u_{min}\} - \left( CoM + \frac{VCoM}{\omega_0} \right) \quad (2)$$

Existen tres situaciones en las que es interesante analizar las relaciones entre  $CoM$ ,  $CoP$ ,  $XCoM$  y  $BoS$  ( $\min\{u_{max}, u_{min}\}$ ) desde una situación de equilibrio

(caso 1), una situación inestable (caso 2) y una caída incipiente (caso 3):

**Caso 1:**  $CoM < \left( CoM + \frac{VCoM}{\omega_0} \right) < CoP < u_{max}$  En este caso el individuo se encuentra en equilibrio, ya que si bien el  $XCoM$  está desplazándose hacia el  $CoP$ , no alcanza su posición, que además está contenida en la  $BoS$ .

**Caso 2:**  $CoM < CoP < \left( CoM + \frac{VCoM}{\omega_0} \right) < u_{max}$  En este caso el  $XCoM$  muestra que el  $CoM$  sobrepasará el  $CoP$ , acelerando el  $CoM$  por delante del  $CoP$  hacia los límites de  $BoS$ , siendo una situación críticamente estable. Por tanto es necesaria una acción para devolver el  $XCoM$  detrás del  $CoP$ , o el  $CoP$  por delante del  $XCoM$  para recuperar el equilibrio (caso 1).

**Caso 3:**  $CoM > u_{max}$  Este caso representa el comienzo de una caída, ya que el  $CoM$  está fuera de la  $BoS$ . Si además  $XCoM > CoM$ , la caída es más acelerada.

## 2.3 PROTOCOLO EXPERIMENTAL.

La experimentación se llevó a cabo en la Unidad de Biomecánica y Ayudas Técnicas del Hospital Nacional de Paraplégicos de Toledo. Se realizaron dos experimentos: el primero para validar la metodología de experimentación y cálculo, mientras que el segundo analiza el margen de sustentación debido a la marcha asistida por exoesqueleto.

### 2.3.1. Validación del procedimiento de cálculo.

Un sujeto sano participó voluntariamente en los experimentos. La estimación de la trayectoria del centro de masas se realizó a partir de la aproximación de Winter, a partir de la antropometría del sujeto y la determinación de la posición de los segmentos corporales del pie, pierna, muslo, tronco, antebrazo y brazo. Para la validación de la metodología de cálculo, se obtuvieron las trayectorias tridimensionales de los siguientes puntos anatómicos: *acromion*, *epicóndilo lateral*, *proceso estilóide ulnar*, *trocánter*, *interlínea*, *maléolo*, *calcáneo* y *5 metatarso* de ambas piernas. El sistema CODAMotion (Charnwood dynamics) fue utilizado para la adquisición de las trayectorias de los marcadores ubicados en los puntos anatómicos anteriores muestreados a 200Hz. Dos plataformas dinamométricas Kistler permitieron obtener la fuerza de reacción en el contacto pie-suelo, muestreando a 1500Hz y sincronizadas con CODAMotion.

### 2.3.2. Adquisición de datos con exoesqueleto.

El mismo sujeto vistió el exoesqueleto y realizó varias pasadas por el pasillo de marcha. El exoesqueleto utilizado fue el Exo-H2 (Technaid) (figura 2). Se trata de una estructura lateral ajustable en altura con actuadores en el plano sagital de la cadera, rodilla y tobillo de ambas piernas. Dispone de potenciómetros rotacionales y galgas

extensiométricas para la medición de la posición angular y fuerza de interacción en todas las articulaciones. Exo-H2 realiza un control de la trayectoria articular a partir de un patrón de marcha sano extraído de una base de datos normativa disponible en nuestro laboratorio. El control de las acciones del exoesqueleto (levantar, sentar, inicio/paró de marcha, aumento/disminución de la velocidad) se realiza en una aplicación desarrollada para teléfono móvil, enlazada al controlador de Exo-H2 a través de enlace Bluetooth. Más detalles sobre el diseño de Exo-H2 pueden encontrarse en [12].

Debido a la presencia del exoesqueleto, los marcadores correspondientes a las articulaciones de tobillo, rodilla y cadera tuvieron que ser emplazados sobre la carcasa de los motores, alineados con los ejes de los mismos, los cuales están a su vez alineados con las articulaciones del sujeto. Tanto el desplazamiento de estos marcadores como el peso del exoesqueleto fueron tenidos en cuenta para el cálculo del centro de masas del sujeto.



Figura 2: Sujeto sano realizando la prueba de estabilidad de la marcha con exoesqueleto.

## 2.4 ANÁLISIS DE DATOS.

Tras la adquisición de los datos, se realizó un filtrado paso bajo y re-muestreo de las señales de las plataformas, así como una interpolación y filtrado paso bajo de las trayectorias de los marcadores. Se normalizaron de 0 a 100% del ciclo de marcha, correspondiendo 0% al contacto inicial con el pie derecho, y 100% al despegue del pie izquierdo. Ambos eventos se detectaron mediante el cambio en la señal de fuerza vertical de las plataformas. Posteriormente se realizó una interpolación de los datos de las plataformas para adecuarlos a los 200Hz de los datos cinemáticos.

Para obtener el centro de masas del individuo, se utilizó la siguiente expresión obtenida en función de las contribuciones de los centros de masas de cada segmento del cuerpo al centro de masas del individuo:

$$CoM = f_{tr}X_{tr} + f_{br}X_{br} + f_{ab}X_{ab} + f_{mu}X_{mu} + f_{pr}X_{pr} + f_{pi}X_{pi} \quad (3)$$

En la ecuación (3)  $f$  representa la masa de cada segmento, y  $X$  la posición tridimensional del centro de masas de cada segmento considerado, correspondiendo los subíndices a:  $tr$  tronco,  $br$  brazo,  $ab$  antebrazo,  $mu$  muslo,  $pr$  pierna y  $pi$  pie. Tanto las masas como las posiciones de los centros de masas de cada segmento se han obtenido a partir de los datos antropométricos del sujeto según las relaciones paramétricas recogidas en [7]. Para el experimento de marcha asistida con exoesqueleto, se corrigió el cálculo del  $CoM$  de la siguiente manera: la distancia entre las trayectorias de los marcadores de tobillo, rodilla y cadera fueron corregidas con la distancia entre el eje anatómico y la carcasa del motor, donde se situaron los marcadores. Además, el peso de los segmentos correspondientes al pie, pierna, muslo y cadera del exoesqueleto fueron añadidos a las masas de los segmentos anatómicos.

Si bien la evolución de las tres variables se describe en las direcciones lateral y antero-posterior, se ha descartado el estudio de la estabilidad en la dirección antero-posterior debido a que su margen de estabilidad es mucho mayor que en el caso de la dirección lateral.

En este trabajo se analiza la distancia entre el  $CoP$  y el  $XCoM$ , que representa la distancia que puede recorrer el  $XCoM$  para pasar de una situación estable (caso 1) a una situación críticamente inestable (caso 2), Por tanto,  $b$  queda definida como:

$$b = CoP - \left( CoM + \frac{V_{CoM}}{\omega_0} \right) \quad (4)$$

## 3 RESULTADOS

Esta sección presenta los resultados de los experimentos realizados para: a) validar el procedimiento experimental y de cálculo, y b) obtener el límite de estabilidad durante la marcha asistida con exoesqueleto.

### 3.1 VALIDACIÓN DEL PROCEDIMIENTO DE CÁLCULO.

En la figura 3 se muestran la evolución promedio en la dirección lateral del centro de masas del sujeto ( $CoM$ , curva roja), el centro de presiones ( $CoP$ , curva azul) y el centro de masas extrapolado ( $XCoM$ , curva negra) con sus correspondientes desviaciones estándar (líneas punteadas), correspondientes a 5 pasadas del sujeto por el pasillo de marcha. Las barras horizontales indican apoyo del pie derecho (gris claro) e izquierdo (gris oscuro).

El margen de estabilidad  $b$  se muestra en la figura 3 como la barra vertical verde. Cabe notar aquí que se considera  $b$  en el despegue de dedos, ya que durante el apoyo bipodal se produce la traslación del centro de masas de un pié al otro, no siendo  $b$  durante este instante representativo de la situación de equilibrio del sujeto.

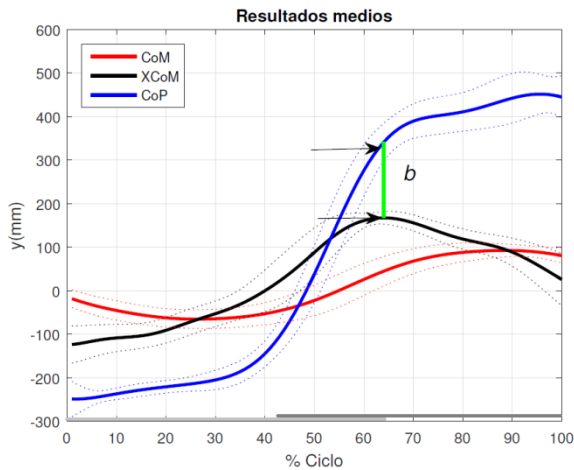


Figura 3: Resultados promedios de las 5 pasadas por en marcha no asistida.

En la figura 4 se muestran los resultados publicados en [10]. El recuadro amarillo corresponde con un ciclo de marcha, en el que se observa la misma tendencia en las curvas del CoM, XCoM y CoP. No se proporcionaron valores para  $b$ , pero de la inspección de las curvas se puede inferir que  $b \approx 40\text{mm}$ .

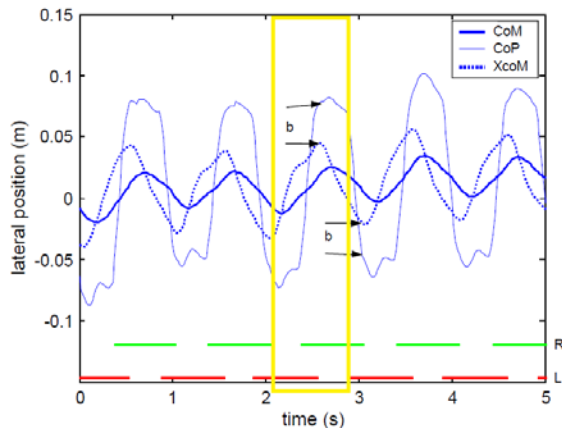


Figura 4: Resultados publicados en [10].

En la Tabla 1 se muestran los valores de  $b$  para las dos condiciones contempladas en este trabajo, así como una estimación de los resultados mostrados en [10]. Si bien existe discrepancia entre el valor de  $b$  para la marcha no asistida, la tendencia de las curvas nos permite validar la metodología de cálculo. En la discusión puede encontrar la justificación para esta discrepancia.

Tabla 1: Límite de estabilidad para las 2 condiciones estudiadas.

Condición	$b$ [mm]
Marcha no asistida	$178 \pm 59$
Hof et al. [10]	$\approx 40$
Marcha asistida	$56 \pm 127$

La figura 5 muestra las curvas promedio resultantes de las pruebas realizadas con exoesqueleto. En comparación con la marcha no asistida, se aprecia una mayor variabilidad en el valor del  $CoP$ , así como un margen de estabilidad menor (tabla 1).

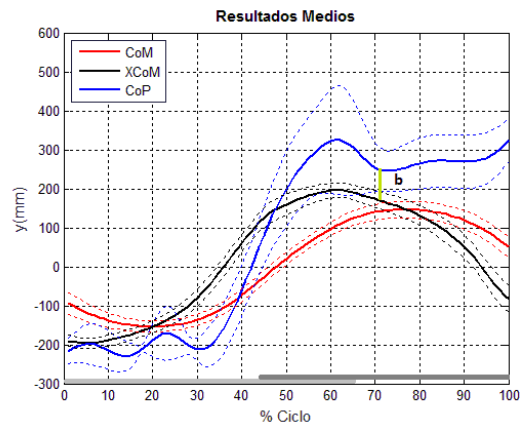


Figura 5: Resultados promedios de las 5 pasadas por en marcha asistida por el exoesqueleto.

#### 4 DISCUSIÓN

El experimento realizado en marcha sin asistencia ha permitido validar el procedimiento de cálculo. No obstante, si bien existe similitud en las trayectorias de  $CoM$ ,  $XCoM$  y  $CoP$  resultantes de nuestro experimento con el publicado por [10] (Figuras 3 y 4), existe un error de escala que afecta al valor de  $b$ . Esta diferencia puede deberse a que en [10] se empleó un tapiz rodante con plataformas de fuerza integradas, mientras que en el presente trabajo se ha realizado en un pasillo de marcha, con un único sujeto. Es posible que la marcha sobre el tapiz proporcione una mejor referencia lateral al sujeto, obteniendo una menor distancia en cuanto al ancho de pisada, y por tanto unos valores más reducidos para  $CoM$ , y  $CoP$ . Por tanto, tanto la diferencia tanto en la situación experimental como en el sujeto pueden explicar esta diferencia. No obstante, tanto el  $CoM$  como el  $XCoM$  se mantienen a lo largo de toda la trayectoria dentro de los límites del  $CoP$  en ambos casos, cumpliendo con la condición de estabilidad.

Respecto del experimento con exoesqueleto, el principal resultado es que  $b$  es positiva, esto es, que no se produjo inestabilidad durante las pruebas. No

obstante, el margen de estabilidad es claramente menor, lo que representa una marcha potencialmente más inestable que la marcha no asistida. Este dato concuerda con la impresión subjetiva del voluntario, el cual experimentó una mayor sensación de inestabilidad durante la marcha asistida, confirmando por tanto de manera empírica la hipótesis principal del trabajo.

Tras este trabajo exploratorio, se ha validado la aplicación del cálculo del margen de estabilidad  $b$  a la marcha asistida con exoesqueleto. Una de las aplicaciones de esta métrica es la caracterización del equilibrio logrado con un determinado exoesqueleto, lo que permitiría comparar diferentes sistemas entre sí [13]. Por otra parte,  $b$  permitiría analizar el impacto sobre el equilibrio dinámico de contar con más o menos grados de libertad en el exoesqueleto, actuados o no. Por último, debido al carácter anticipatorio del *XCoM* en relación al estado de equilibrio, puede también ampliarse su aplicación a sistemas de control de exoesqueletos y robots bípedos, si bien será necesario calcular la evolución del *CoP* y de la *BoS* de en tiempo real sin la utilización de plataformas dinamométricas.

Entre las principales limitaciones de este estudio se cuentan la escasa representatividad que supone analizar un único sujeto, el reducido número de pasos recogidos, la velocidad de la marcha que fue libre en el caso de la marcha no asistida. Uno de los estudios futuros será analizar la sensibilidad de  $b$  así como su dependencia con la velocidad de marcha, especialmente en el caso de la marcha asistida con exoesqueleto.

## 5 CONCLUSIÓN

Este trabajo presenta los resultados de un experimento dirigido a estudiar la aplicabilidad del margen de estabilidad  $b$  para caracterizar el equilibrio de la marcha asistida con exoesqueleto robótico. Se demuestra la validez de la metodología propuesta para el cálculo de  $b$  durante la marcha asistida. Los resultados muestran que si bien la marcha asistida resulta estable, el margen de estabilidad es menor respecto a la marcha no asistida. Futuros estudios incorporarán un mayor número de sujetos y análisis de la sensibilidad de  $b$  respecto de diferentes condiciones de marcha asistida.

### Agradecimientos

Este trabajo se ha realizado gracias al proyecto BioMot (FP7-ICT-2013-10, ref. 611695), el Fondo de Investigaciones Sanitarias del Instituto de Salud Carlos III (ref.: PI15/01437), y la red REASISTE del Programa CYTED (ref.: 216RT0504)

## Referencias

- [1] World Health Organization (WHO), «WHO Global Report on Falls Prevention in Older Age,» France, 2007.
- [2] A.L. Hof, R.M. van Bockel, T. Schoppen, «Control of lateral balance in walking. Experimental findings in normal subjects and above-knee amputees,» *Gait and Posture*, vol. 25, n° 2, pp. 250-258, 2007.
- [3] D. S. Bruijn, O. Meijer, P. Beek, «Assessing the stability of human locomotion: a review of current measures,» *Journal of the Royal Society Interface*, vol. 10, n° 83, p. 20120999, 2013.
- [4] J. L. Contreras-Vidal, N. A. Bhagat, J. Brantley, J. G. Cruz-Garza, Y. He, Q. Manley, S. Nakagome, K. Nathan, S. H. Tan, F. Zhu y J. L. Pons, «Powered exoskeletons for bipedal locomotion after spinal cord injury,» *Journal of Neural Engineering*, vol. 13, n° 3, pp. 031001-0310017, 2016.
- [5] A. Esquenazi, M. Talaty, A. Packel y M. Saulino, «The ReWalk Powered Exoskeleton to Restore Ambulatory Function to Individuals with Thoracic-Level Motor-Complete Spinal Cord Injury,» *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation*, vol. 91, n° 11, pp. 911-21, 12 2012.
- [6] A. Shumway-Cook and M. H. Woollacott, *Motor control: theory and practical applications*, 2 ed., Lippincott Williams & Wilkins, Ed., Lippincott Williams & Wilkins, 2001.
- [7] D. Winter, *The biomechanics and motor control of human movement*, 4 ed., Hoboken, New Jersey: John Wiley and Sons, 2009.
- [8] K. Iqbal and Y. C. Pai, «Predicted region of stability for balance recovery: motion at the knee joint can improve termination of forward movement,» *Journal of Biomechanics*, vol. 33, n° 12, pp. 1619-1627, 2000.
- [9] J.B. Geursen, D. Altena, C.H. Massen, «A model of the standing man for the description of his dynamic behaviour,» *Agressologie*, vol. 17, n° SPECNo, pp. 63-69, 1976.
- [10] A. Hof, M. Gazendam, «The condition for dynamic stability,» *Journal of Biomechanics*, vol. 38, n° 1, pp. 1-8, 2005.
- [11] A. L. Hof, «The equations of motion for a standing human reveal three mechanisms for balance,» *Journal of Biomechanics*, vol. 40, n° 2, pp. 451-457, 2007.
- [12] M. Bortole, A. Venkatakrisnan, F. Zhu, J. C. Moreno, G. E. Francisco, J. L. Pons y J. L. Contreras-Vidal, «The H2 robotic exoskeleton for gait rehabilitation after stroke: early findings from a clinical study,» *Journal of neuroengineering and rehabilitation*, vol. 12, n° 1, p. 54, 2015.

[13] D. Torricelli, J. González-Vargas, J. F. Veneman, K. Mombaur, N. Tsagarakis, A. J. Del-Ama, Á. Gil-Agudo y J. L. Pons, «Benchmarking Bipedal Locomotion A Unified Scheme for Humanoids, Wearable Robots, and Humans,» IEEE Robotics & Automation Magazine, vol. 22, nº 3, pp. 103-115, 2015.



# MULTI-OBJECTIVE OPTIMIZATION FOR P300-BASED CHANNEL SELECTION

Víctor Martínez-Cagigal\*  
victor.martinez@gib.tel.uva.es

Roberto Hornero\*  
robhor@tel.uva.es

\* Grupo de Ingeniería Biomédica, E.T.S. Ingenieros de Telecomunicación, Universidad de Valladolid, Paseo Belén 15, 47011, Valladolid, España.

## Abstract

*Channel Selection in Brain-Computer Interface (BCI) systems is essential to reduce the curse of dimensionality and increase the users' comfort. Although there are previous studies that have addressed this problem in P300-based BCIs, they use single-objective approaches, ignoring the trade-off between the final number of selected channels and the system performance. The aim of this study is to propose the use of multi-objective evolutionary algorithms that can optimize both objectives at the same time. In particular, Multi-Objective Particle Swarm Optimization (MOPSO) and Non-Sorting Genetic Algorithm II (NSGA-II) have been tested with the 'III BCI Competition 2005' dataset II, reaching higher accuracies than that obtained without employing any selection procedure.*

**Keywords:** Brain-Computer Interface, P300 evoked potentials, channel selection, multi-objective optimization.

## 1 INTRODUCTION

Brain-Computer Interfaces (BCIs) are real-time communication systems between the brain and the environment that allows users to control applications using their own brain signals [14]. Even though there are a variety of methods for monitoring the brain activity, electroencephalography (EEG) is widely used due to its portability, low cost and non-invasive nature. Hence, electric potentials, used as reliable control signals, are recorded placing several electrodes on the users' scalp [14].

In particular, P300 evoked potentials are positive peaks mainly produced in the parietal cortex in response to infrequent and particularly significant stimuli at about 300 ms after their onset [14]. The P300 Speller, developed by Farwell and Donchin, uses these signals in conjunction with the *oddball*

paradigm to spell words or to select certain commands [5]. Users focus attention on one of the character cells of a displayed matrix, while its rows and columns are randomly intensified. When the target's row or column are illuminated, a P300 potential is generated [5]. Thus, the attended character can be determined by computing the intersection of the row and the column where those P300 potentials were found.

Nevertheless, due to the high inter-session variability and the low signal-to-noise ratio, there is a need to compute an average of several sequences in order to detect a reliable P300 potential. Therefore, the system should analyze high dimensional data in real-time, which can produce over-fitting [2]. Channel selection procedures are essential to reduce the curse of dimensionality, to reduce the power consumption in wireless EEG caps, to increase the users' comfort and, in some cases, to increase the system performance [2]. However, the selection of the most relevant channels is not trivial: for an  $N$ -channel set, there are  $2^N$  possible subsets, making the exhaustive search intractable [2]. Hence, sequential search algorithms or metaheuristics are commonly applied to find the optimal subset.

Metaheuristics based on swarm intelligence and evolutionary computation have demonstrated excellent performances solving complex optimization problems [15]. Although there are previous studies that have addressed this problem in P300-BCI systems, to the best of our knowledge, all of them have used single-objective strategies, with the classification accuracy usually chosen as criterion [6,7,12]. This means that the trade-off between the final number of selected channels and the system performance is not taken into account. We think that a P300-BCI channel selection procedure should have a two-fold purpose: (i) to maximize the system performance, and (ii) to minimize the required number of channels. A previous study has combined both objectives as a weighted aggregated approach, converting the multi-objective problem into a single-



objective one [11]. However, the simultaneous optimization of both objectives has not been explored yet in P300-BCI systems.

The objective of this study is to propose the use of multi-objective evolutionary algorithms for P300-BCI systems channel selection procedures. Two well-known methods: Multi-Objective Particle Swarm Optimization (MOPSO) and Non-Sorting Genetic Algorithm II (NSGA-II) are applied to this problem to maximize the system performance and simultaneously to minimize the required number of channels.

## 2 SUBJECTS

Both methods have been tested with the ‘III BCI Competition 2005’ dataset II, which has been recorded from two different subjects (named A and B) in five spelling sessions [1]. In each session, subjects were asked to spell several words. EEG signals were recorded using a 64-channel cap with a sampling frequency of 240 Hz. Then, signals were bandpass-filtered from 0.1 Hz to 60 Hz. For each subject, training and testing sets were made of 85 and 100 characters, respectively. Further information can be found in [1].

## 3 METHODS

Figure 1 shows the signal processing pipeline that was followed in this study. Firstly, a feature extraction stage was applied, in which: (i) a 0–700 ms window from the stimuli onset was extracted; and (ii) a sub-sampling to 20 Hz was performed (i.e., 14 samples for each stimulus in each channel) [10,11]. Later, the multi-objective method was applied in the training subset, returning a set of optimal solutions. Finally, these solutions were evaluated in the testing subset using a Linear Discriminant Analysis (LDA) classifier and final accuracies (defined as the number of correct predicted characters to the total number of characters) were calculated.

### 3.1 MULTI-OBJECTIVE OPTIMIZATION

Multi-objective optimization involves minimizing or maximizing multiple conflicting objective functions at the same time. In this case, our objective functions are the following:

$$\min F(\mathbf{x}) = \begin{cases} f_1(\mathbf{x}) = 1 - AUC(\mathbf{x}) \\ f_2 = \sum \mathbf{x} \end{cases}, \quad (1)$$

where  $\mathbf{x}$  denotes a solution (i.e., a specific set of channels  $\mathbf{x} = [x_1, x_2, \dots, x_{64}]$ , where  $x_n = \{0,1\}$  for  $n = 1, \dots, 64$ ) and  $AUC$  denotes the area under ROC curve derived from an LDA trained and tested with

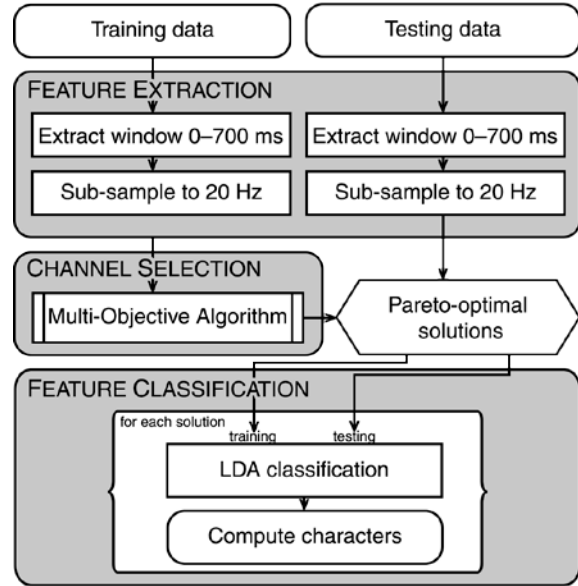


Figure 1. Detailed signal processing pipeline employed in this study.

the solution  $\mathbf{x}$ . Therefore,  $f_1(\mathbf{x})$  involves the minimization of the error rate (i.e., the maximization of the system’s performance); whereas  $f_2(\mathbf{x})$  involves the minimization of the required number of channels.

Owing to the fact that the objectives are usually conflicting between themselves, the concept of dominance is introduced in order to determine the quality of each solution. Let  $\mathbf{y}$  and  $\mathbf{z}$  be two solutions of the aforementioned problem. We can say that  $\mathbf{y}$  dominates  $\mathbf{z}$  if

$$\forall i: f_i(\mathbf{y}) \leq f_i(\mathbf{z}) \text{ and } \exists j: f_j(\mathbf{y}) < f_j(\mathbf{z}), \quad (2)$$

for  $i = \{1,2\}$ . When a solution is not dominated by any other solutions is a Pareto-optimal solution. Thus, the set of all Pareto-optimal solutions composes the Pareto front, which is returned by the multi-objective optimization algorithms and illustrates the trade-off between the conflicting objectives. Hence, the curve lets the user decide the most suitable solution according to a particular problem [3].

It is important to highlight that both multi-objective algorithms were originally developed for continuous search spaces. Since our problem has a binary one, solutions have been adapted with a transfer function. In this case, we have used the following sigmoid function:

$$\mathbf{x}^* = \begin{cases} 1, & \text{if } S(\mathbf{x}) \geq 0.5 \\ 0, & \text{if } S(\mathbf{x}) < 0.5 \end{cases}, \quad (3)$$

where  $\mathbf{x}^*$  is the adapted binary solution and the sigmoid transformation is  $S(\mathbf{x}) = 1/(1 + e^{-x})$  [15].

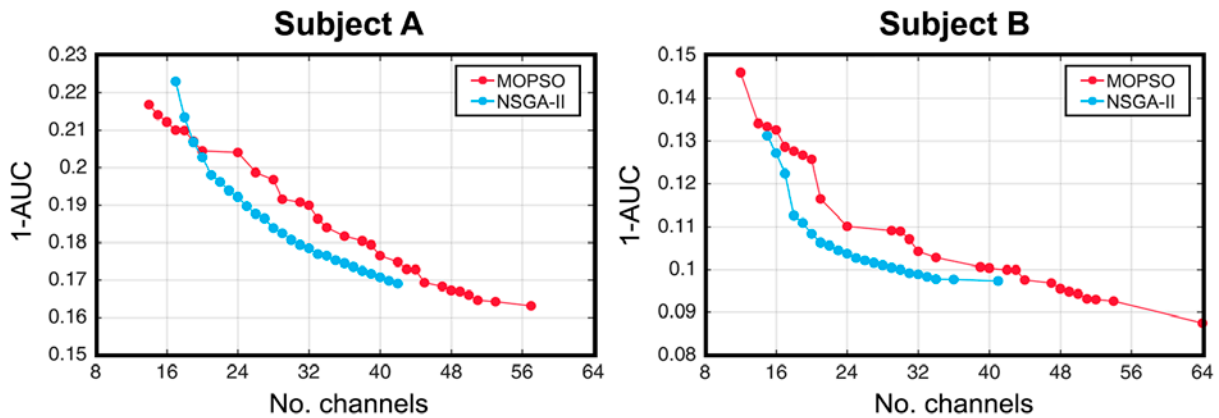


Figure 2. Optimal Pareto Fronts of MOPSO (red) and NSGA-II (blue) for both subjects that display the trade-off between the error of the area under ROC curve and the required number of channels for the training dataset.

### 3.1.1 MOPSO

Particle Swarm Optimization (PSO), originally developed by Kennedy and Eberhart, is a metaheuristic based on the social schooling and flocking behavior of fishes and birds [9]. The algorithm tries to iteratively optimize a fitness function by adjusting the trajectories of a set of particles that fly through the search space. Their movement have both deterministic and stochastic components [9]. On the one hand, particles are both attracted by its previous best position and the global swarm best position. On the other hand, they also tend to move randomly. Further information about the original algorithm can be found in [9].

However, PSO was developed for single-objective problems and thus, several changes must be made in order to adapt the algorithm to multi-objective problems [3]. In this case, we have employed a Pareto-based approach with a mutation that is similar to [13]. An external repository with unlimited size (i.e., its maximum size would be the maximum number of channels) keeps the non-dominated solutions across the iterations. In order to facilitate a uniform search over the non-dominated solutions, the Pareto Front is subdivided in three parts and leaders are equally randomly distributed inside them.

### 3.1.1 NSGA-II

Non-dominated Sorting Genetic Algorithm II (NSGA-II) was proposed by Deb et al. [4] in order to extend genetic algorithms to multiple-objective optimization. In each generation, evolutionary operators such as mutation, crossover and selection are employed. The population is sorted into a hierarchy of Pareto Fronts according to their dominance. In order to spread these Pareto Fronts to the search space, crowding distances are implemented. Since we have used the original approach, further information can be found in [4].

## 3 RESULTS

Optimal training phase Pareto Fronts of both methods are shown in Figure 2. Both of them have run a fixed number of 500 generations with 30 agents in order to facilitate the comparison between them. The particular fixation of the hyperparameters is shown in Table 1, based on the reference publications of each method [3,4]. The highest reached accuracies and the required number of channels of each one are presented in the Table 2. Figure 3 shows the normalized number of times that each channel has been selected by Pareto-optimal points (i.e., a value of 1 means that that particular channel has been selected by all of the points contained in the method's Pareto Front).

## 4 DISCUSSION

The optimal Pareto Fronts, which are illustrated in Figure 2, show that NSGA-II is able to find solutions with less training error (measured as the error of the area under ROC curve) than MOPSO. However, it is noteworthy to mention that MOPSO solutions have spread more than NSGA-II ones along the Pareto Front. Since NSGA-II has reached higher testing accuracies than MOPSO, we can conclude that NSGA-II performs a more detailed local search than MOPSO, whereas the latter performs a more detailed global search than NSGA-II. However, both methods are able to improve the original 64-channel set solutions using less than the third part of the total number of channels. Owing to that fact, NSGA-II and MOPSO could be regarded as complementary methods and the selection of one of them would depend on the particular study.

The results that are shown in Table 2 support the previous statements. As can be noticed, both methods have been able to drastically reduce the required number of channels without sacrificing the system performance. In particular, the original 64-channel

Table 1. Specific hyperparameters of each method.

Method	Hyperparameters	Value	
MOPSO	$N_p$	Number of particles	30
	$m$	Mutation rate	0.5
	$W$	Inertia coefficient	1.4
	$C_1$	Individual confidence.	2
	$C_2$	Swarm confidence	2
NSGA-II	$N_p$	Number of chromosomes	30
	$p_{cross}$	Cross-over percentage	0.7
	$p_{mut}$	Mutation percentage	0.4
	$m$	Mutation rate	0.02

Table 2. Highest reached accuracies and their required number of channels for each method.

	64-set	MOPSO	NSGA-II
<b>Subject A</b>	96% (64)	97% (20)	98% (28)
<b>Subject B</b>	92% (64)	95% (20)	95% (25)
<b>Mean</b>	<b>94.0% (64)</b>	<b>96.0% (20)</b>	<b>96.5% (26.5)</b>

set has reached 96% and 92% accuracies for subjects A and B, respectively, which have been overcome by MOPSO (97% and 95% with 20 channels) and NSGA-II (98% and 95% with 28 and 25 channels). It is noteworthy to mention that still a large proportion of the Pareto Front solutions of each method were able to improve the 64-channel solution. In particular, MOPSO have achieved average accuracies of  $95.47 \pm 1.31\%$  for subject A and  $92.50 \pm 1.32\%$  for subject B; whereas NSGA-II have obtained average accuracies of  $95.00 \pm 2.10\%$  for subject A and  $92.77 \pm 1.54\%$  for subject B.

In addition, Figure 3 shows that there are particular channels that have been repeatedly selected along the Pareto Fronts. These channels are mostly distributed over the parietal and occipital cortex, which reinforce the study of Krusienski et al. [10], who stated that the P300 evoked potentials are mainly produced in the parietal cortex and recommended a channel set dispersed over these locations, commonly used in P300-BCI studies. It can also be noticed that the dispersion of MOPSO channels is smoother than the obtained with NSGA-II. This fact confirms that MOPSO has performed a more pronounced global search, while NSGA-II has performed a local one. The key of this behavior could be the mutation rate, which is higher in MOPSO than in NSGA-II and thus, allows the method to test a higher number of quasi-random solutions.

As aforementioned in the introduction, almost all of the related previous studies have only used single-objective swarm intelligence algorithms with a criterion based on the performance of the system [6,7,12]. Nevertheless, reducing the number of required channels had not been taken into account, which is an essential issue in channel selection procedures. In this respect, as far as we know, only one previous study had taken into account the trade-

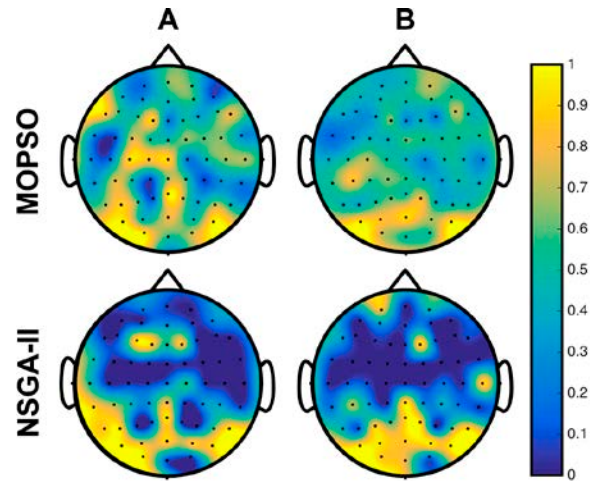


Figure 3. Normalized selected channels of Pareto-optimal solutions for both methods and subjects (e.g., a value of 1 indicates that the channel is selected in all the solutions that belong to its computed Pareto Front).

off between the total number of channels and the final accuracy of the system by using a multi-objective aggregation approach [11]. However, the aggregation transforms a multi-objective problem into a single one by means of weighting [3]. In contrast to all of the mentioned studies, multi-objective optimization provides a Pareto Front, a set of optimal solutions that represent the trade-off between the conflicting objectives. This means that the user can select one particular required number of channels and simultaneously take into account the system performance associated to that point. Nonetheless, single-objective approaches only provide one solution, which cannot result convenient in some cases. Although MOPSO had not been applied to P300-BCI systems studies, NSGA-II had been previously applied by Kee et al. [8], reporting suitable performances, according to the obtained results of this study.

It is noteworthy to mention that these evolutionary methods do not guarantee to find the real optimum Pareto Front, but assure sub-optimal solutions in a proper amount of time [15]. In addition, these methods require fixing some hyperparameters that cannot be optimized by cross-validation in terms of computation cost, which makes the experience of the user a valuable competence [11]. Despite of these disadvantages, the proposed methods present excellent performances solving complex optimization problems due to their: (1) stochasticity, (2) self-organization, (3) adaptability and (4) robustness; in comparison with traditional gradient-based optimization algorithms [15].

Even though the results show that MOPSO and NSGA-II are suitable for use in P300-based BCI systems channel selection procedure, we can point

out some limitations. As previously indicated, the hyperparameters shown in Table 2 are not optimizable in practice. Although there are several guidelines to fix them, their optimization lies on the user experience to a large extent. In addition, the ‘III BCI Competition 2005’ only includes EEG signals from two subjects and thus, the generalization of the results is limited. In order to overcome these limitations, we contemplate the following future research lines: (i) applying alternative multi-objective evolutionary methods that require a small number of hyperparameters, and (ii) testing them with larger P300-BCI databases.

## 5 CONCLUSIONS

Channel selection in Brain-Computer Interface systems can be regarded as a complex combinatorial optimization problem in a binary space. Previous studies have addressed this problem in P300-BCI systems using a single-objective approach. This study proposes the use of two multi-objective optimization algorithms, referred as MOPSO and NSGA-II, which aim to simultaneously minimize (i) the system’s training error and (ii) the required number of channels. The methods have been tested with the ‘III BCI Competition 2005’ dataset II. Results show that not only both methods can drastically reduce the number of channels, but also can even improve the system’s performance. Original 64-channel set accuracies –96% and 92% for subjects A and B, respectively–, have been overcome by MOPSO – 97% and 95% with 20 channels–, and NSGA-II – 98% and 95% with 28 and 25 channels–. The results suggest that multi-objective evolutionary methods are suitable for use in P300-based BCI systems channel selection, in particular, MOPSO and NSGA-II.

### Acknowledgments

This work was partially supported by the project TEC2014-53196-R of ‘Ministerio de Economía y Competitividad’ (MINECO) and FEDER and by the project DPI2015-69098-REDT ‘NEUROTEC – Red Temática de Investigación en Neurotecnologías para la Asistencia y la Rehabilitación’, funded by MINECO. In addition, V. Martínez-Cagigal was in receipt of a ‘Promoción de Empleo Joven e Implantación de la Garantía Juvenil en I+D+I’ grant from MINECO and the University of Valladolid.

### References

- [1] B. Blankertz, K.-R. Müller, D.J. Krusienski, G. Schalk, J.R. Wolpaw, A. Schlögl, G. Pfurtscheller, J.D.R. Millán, M. Schröder, N. Birbaumer, The BCI competition III: Validating alternative approaches to actual BCI problems, *IEEE Trans. Neural Syst. Rehabil. Eng.* 14 (2006) 153–159.
- [2] H. Cecotti, B. Rivet, M. Congedo, C. Jutten, O. Bertrand, E. Maby, J. Mattout, A robust sensor-selection method for P300 brain-computer interfaces, *J. Neural Eng.* 8 (2011) 016001.
- [3] C.A. Coello, G.T. Pulido, M.S. Lechuga, Handling multiple objectives with particle swarm optimization, *IEEE Trans. Evol. Comput.* 8 (2004) 256–279.
- [4] K. Deb, A. Pratap, S. Agarwal, T. Meyarivan, A fast and elitist multiobjective genetic algorithm: NSGA-II, *IEEE Trans. Evol. Comput.* 6 (2002) 182–197.
- [5] L.A. Farwell, E. Donchin, Talking off the top of your head: toward a mental prosthesis utilizing event-related brain potentials, *Electroencephalogr. Clin. Neurophysiol.* 70 (1988) 510–523.
- [6] A. Gonzalez, I. Nambu, H. Hokari, M. Iwahashi, Y. Wada, Towards the classification of single-trial event-related potentials using adapted wavelets and particle swarm optimization, *Proc. - 2013 IEEE Int. Conf. Syst. Man, Cybern. SMC 2013.* (2013) 3089–3094.
- [7] J. Jin, B.Z. Allison, C. Brunner, B. Wang, X. Wang, J. Zhang, C. Neuper, G. Pfurtscheller, P300 Chinese input system based on Bayesian LDA, *Biomed. Tech.* 55 (2010) 5–18.
- [8] C.-Y. Kee, S.G. Ponnambalam, C.-K. Loo, Multi-objective genetic algorithm as channel selection method for P300 and motor imagery data set, *Neurocomputing.* 161 (2015) 120–131.
- [9] J. Kennedy, R. Eberhart, Particle swarm optimization, *Neural Networks, 1995. Proceedings., IEEE Int. Conf.* 4 (1995) 1942–1948 vol.4.
- [10] D.J. Krusienski, E.W. Sellers, D.J. McFarland, T.M. Vaughan, J.R. Wolpaw, Toward enhanced P300 speller performance, *J. Neurosci. Methods.* 167 (2008) 15–21.
- [11] V. Martínez-Cagigal, R. Hornero, A Binary Bees Algorithm for P300-Based Brain-Computer Interfaces Channel Selection, in: *Adv. Comput. Intell., 1st ed., Springer International Publishing AG, Salamanca, Spain, 2017.*

- [12] B. Perseh, A.R. Sharafat, An Efficient P300-based BCI Using Wavelet Features and IBPSO-based Channel Selection, *J. Med. Signals Sens.* 2 (2012) 128–143.
- [13] M.R. Sierra, C.A. Coello Coello, Improving PSO-Based Multi-objective Optimization Using Crowding, Mutation and E-Dominance, *Lect. Notes Comput. Sci.* 3410 (2005) 505–519.
- [14] J.R. Wolpaw, N. Birbaumer, D.J. McFarland, G. Pfurtscheller, T.M. Vaughan, Brain-computer interfaces for communication and control, *Clin. Neurophysiol.* 113 (2002) 767–91.
- [15] X.-S. Yang, Z. Cui, R. Xiao, A.H. Gandomi, M. Karamanoglu, *Swarm Intelligence and Bio-Inspired Computation: Theory and Applications*, 1st ed., Elsevier Inc., 2013.

# MINIMAL CONSCIOUSNESS STATE: A P300 AND MOTOR IMAGERY BRAIN-COMPUTER INTERFACE FOR ASSESMENT & COMMUNICATION

Begonya Otal

g.tec medical engineering Spain SL, Barcelona, Spain (otal@gtec.at)

Frederic Pellas, François Feuvrier

Centre Hospitalier Universitaire de Nimes, France (frederic.pellas@chu-nimes.fr)

Ren Xu, Woosang Cho, Brendan Z. Allison, Christoph Guger

Guger Technologies OG, Herbersteinstrasse 60, A-8020 Graz, Austria, (xu, cho, allison, [guger@gtec.at](mailto:guger@gtec.at))

## Abstract

Currently, it remains a difficult challenge for physicians and family members to know whether patients with disorders of consciousness (DOC) have cognitive functions left. Brain-computer interfaces can play a pivotal role in helping to define if DOC patients can understand commands or can even communicate.

The current study screened patients in the minimally consciousness state. The system works with (i) auditory P300, (ii) vibro-tactile P300 with 2 tactors, (iii) vibro-tactile P300 with 3 tactors, and (iv) motor imagery. In (i) and (ii), odd-ball paradigms are presented to the patient for 3-8 minutes, and the patient has to actively count either deviant auditory stimuli or deviant vibro-tactile stimuli. In (iii), the patient has one tactor on the left hand, one tactor on the right hand, and one on a neutral midline location. The person has to count either the stimuli on the left or right hand to produce a corresponding P300 response. Then, the evoked potentials are calculated and statistically analyzed. Additionally, brain-computer interface (BCI) algorithms are trained on the data to provide an objective measure of classification accuracy. In the next step, questions can be asked to the patient, who can answer by counting the stimuli on the right hand to say YES and on the left hand to say NO.

The system can assess DOC patients and help us understand if they can do standardized cognitive tasks. The classification accuracy is an objective marker to understand whether the patient can follow conversations.

**Key words:** brain-computer interface, EEG, P300, event related potential, motor imagery, disorders of consciousness, minimal consciousness.

## 1 INTRODUCTION

Brain-computer interfaces (BCI) are often used for device control, and rehabilitation [1], but an emerging application is assessment and communication in patients with disorders of consciousness (DOC). DOC patients have varying levels of cognitive activity, with categories such as unresponsive wakefulness syndrome (UWS) (previously known as vegetative state) and minimally consciousness state (MCS). Figure 1 provides a general overview of an assessment battery for DOC patients, ranging from UWS to MCS, as well as locked-in syndrome (LIS) and complete locked-in syndrome (CLIS).

Previously published studies reported that up to 43% of DOC patients are erroneously assigned a diagnosis of UWS. Schnakers et al. [2] showed a 41% error rate in differentiating between UWS and MCS, and even claimed that 10% had emerged from MCS according to a standardized neurobehavioral rating scale. Therefore, it is crucial to find out if DOC patients can understand commands or communicate. A BCI can alternatively provide a channel to interact, since it may detect patient's brain activity using specific brain signal patterns taken by EEG [3].

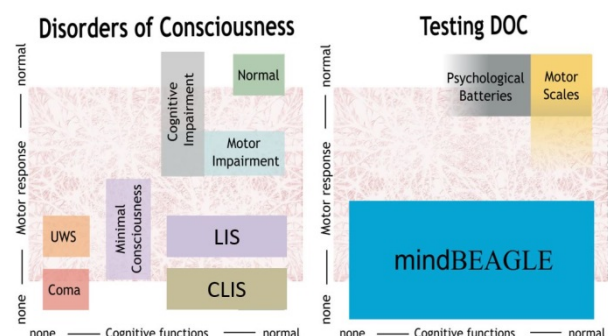


Figure 1: mindBEAGLE® assessment battery for DOC patients



Different signal modalities may be used for EEG-based BCI, such as slow cortical potentials [4], evoked potentials (EPs) [5], or movement-related cortical potentials [6]. Among these signals, P300 is the most prominent one.

The P300 response occurs around 300 ms after the stimulus onset and is typically recorded by the electrodes covering the central and parietal areas. The P300 response is evoked by a specific stimulus that is embedded in random series of stimulus [7]. P300-based BCIs have been widely implemented because they require minimal training and have been proven reliable across many studies (even with patient groups) [3,5]. Auditory communication systems were also evaluated for patients who cannot use visual P300 spellers. In these systems, the participants were instructed to silently count certain target tones or words to elicit a P300 response that the BCI system can interpret. Tactile stimuli can also elicit a P300, including haptic stimuli from electrical, pain or vibro-tactile stimulation. Thus, two sensory modalities can provide P300-based communication even if the visual modality is not practical. [3].

Motor imagery (MI) BCIs are also appealing, which rely on event-related desynchronization (ERD) and event-related synchronization (ERS) patterns that have been explored for about 40 years [8]. Accuracy can be improved using more channels over the sensorimotor cortex, together with common spatial patterns that automatically select the most important electrode positions [9], while acceptable performance would still be possible with a small set of electrodes [10].

However, the extensive work with P300 and MI BCIs has only recently been extended to DOC patients. A recent study showed that 9 out of 12 LIS patients can communicate using tactile P300 BCI, and more importantly, 3 of them are CLIS [11]. Thus, there is a pressing need for additional research that explores EEG-based assessment and communication tools with DOC patients in clinical settings. In this paper, we attempt to apply a common hardware and software platform on MCS patients. Results include analyzed EEG data, classification accuracy of different BCI paradigms used for assessment, and communication efficacy.

## 2 METHODS

### 2.1 PARTICIPANTS

Three MCS patients participated in this study, as shown in Table 1. Measurements were performed at Centre Hospitalier Universitaire de Nîmes (CHU de Nîmes), France. The study protocol has been

approved by the local ethical committee, and the corresponding consent form was obtained via the legal representative of the patients.

Table 1: Overview of MCS patients (P1, P2 and P3)

P	Sex	Age (years)	Diagnosis	Disease Duration (month)	Mechanical ventilation	Clinical State
1	F	21	TBI	12	No	MCS-
2	F	56	TBI	50	No	MCS+
3	M	35	ME	23	No	MCS+

TBI: Traumatic Brain Injury; ME: Meningoencefalitis; MCS: Minimal Consciousness State.

### 2.2 EXPERIMENTAL PARADIGMS

Measurements have been performed with the mindBEAGLE® system. It acquires EEG signals using a g.USBamp from 8 or 16 channels of active g.SCARABEO electrode (Figure 2). EEG electrodes are positioned at FC3, FCz, FC4, C5, C3, C1, Cz, C2, C4, C6, CP3, CP1, CPz, CP2, CP4 and Pz. The reference is on the right ear lobe, the ground electrode on the forehead (AFz). This includes the most important electrode positions for recording motor imagery. For the P300 response only a sub-set of 8 electrodes is used over the central and parietal lobe (FCz, C3, Cz, C4, CP1, CPz, CP2, Pz).

mindBEAGLE® comes with four different paradigms:

- (i) AEP (Auditory evoked potentials)
- (ii) VT2 (Vibro-tactile evoked potential - 2 factors)
- (ii) VT3 (Vibro-tactile evoked potentials - 3 factors)
- (iv) MI (Motor Imagery)

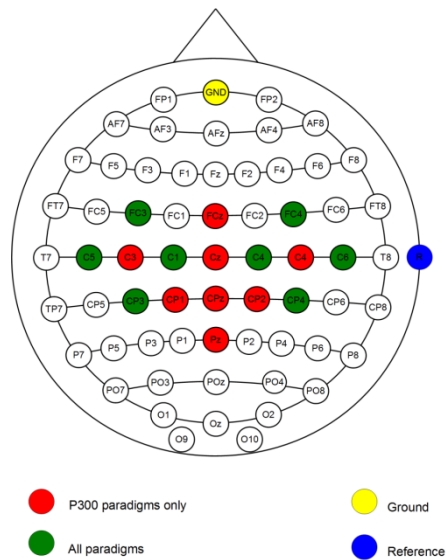


Figure 2: The system in a nutshell: EEG electrodes for P300 and MI paradigms in red; additional EEG electrodes also required for MI in green.

For each paradigm, two different modes are available. The assessment mode can be used in each paradigm. The AEP and VTP2 paradigms also have the quick test mode, while the VTP3 and MI paradigms instead offer the communication mode as a second available mode.

The assessment mode retrieves information that helps to assess the consciousness of the patient. Furthermore, during assessment mode, a classifier is trained that can then be used for communication once the data are reliable and stable. The quick test mode quickly checks whether the patient can produce a stable brain pattern, and whether the computer with the personalized loaded classifier file can recognize this brain pattern. The communication mode uses a personalized trained classifier for communication.

The basis of the AEP and the VTP2 and VTP3 is the P300 wave. The P300 wave is an event related potential (ERP) component elucidated in the process of decision making that can be seen as part of an evoked potential (EP). An EP may be seen in the EEG as response to a stimulus, and it has a typical shape, timing, and distribution over different brain regions. If an unlikely but expected event occurs randomly among series of high-probability events, the EP will turn into a P300 ERP. The only prerequisite is that the patient concentrates on the stimuli and waits for the unlikely event to be presented. For better concentration, the patient is asked to mentally count the number of unlikely events. Paradigms following this principle are referred to as oddball paradigms. The stimuli with high probability are called nontarget (or “standard”) stimuli, whereas the stimuli with low probability (which the patient is instructed to count) are called target (or “deviant”) stimuli. To reduce the chance of erroneous classifications, mindBEAGLE® averages data from several stimuli before doing a classification. One such sequence consists of 15 target stimuli and 105 nontarget stimuli.

Within mindBEAGLE®, one full sequence is called a character, because the classification results in spelled characters like Y(es) or N(o). During the assessment mode, four characters are presented to the patient. After each character, there is a short pause, and the classification result is displayed to the physician before the next character starts. In the quick test mode, 30 target stimuli and 210 nontarget stimuli to the patient, after which the classification result (the classified character) is displayed to the physician.

#### (i) AEP

Within the AEP paradigm of mindBEAGLE®, a nontarget stimulus is a pure tone burst with a base frequency of 500 Hz and a duration of 100 milliseconds. The target stimulus is a pure tone burst with a duration of 100 milliseconds and a base frequency of 1000 Hz. The stimuli are played on the earphones.

In the quick test mode of AEP, users can assess whether there is a P300 response. If a P300 response was detected, an “OK” appears on the screen. If the system was not able to detect the response, the “OK” will disappear from the screen.

#### (ii) VT2

The stimuli in this paradigm are tactile. Mechanical vibrating tactors are fixed to the patient’s left and right wrists. The tactor on the left wrist delivers stimuli with high probability, which are the nontarget stimuli. On the right wrist, the tactor delivers stimuli with low probability – the target stimuli.

In the quick test mode, users can test whether there is a P300 response. If a P300 response was detected, an “OK” appears on the screen. If the system was not able to detect the response, the “OK” will disappear from the screen.

#### (iii) VT3

For this paradigm, a third, additional tactor is used. The three tactors are placed on the left and right wrists and the right ankle. The two tactors on the left and right wrists each produce target stimuli, and the patient can concentrate on either one. The third tactor on the right foot produces the nontarget stimuli.

In the assessment mode, mindBEAGLE® tells the patient (before each sequence) to concentrate to one of the two wrists via a voice command on the earphones. A random mechanism decides whether to choose the left or right wrist.

In the communication mode, the physician could ask the patient questions that could be answered by YES or NO. Before that, the physician has to explain to the patient that he or she should concentrate on the stimuli on the left wrist to say YES, and stimuli on the right wrist to say NO. After asking a question, the physician can start the sequence and will receive the answer when finished. If no clear answer could be extracted, neither YES nor NO will be displayed.

#### (iv) MI

In this task, the patient is asked to imagine moving either the left or right hand. This imagination produces changes in EEG bandpower that could be



detected by the BCI. One trial of movement lasts eight seconds and starts with an attention beep played to the patient. Two seconds later, the cue (the command to imagine a left or right wrist movement) is played via earphones to the patient. After eight seconds a “relax” command is played to the patient, telling him that the trial is over. After one seconds pause time, the next trail starts.

In assessment mode, a sequence of 30 left hand trials and 30 right hand trials is presented in randomized order to the patient. A pause button allows the physician to stop the session whenever he or she likes, and continue it after the patient had some rest.

In communication mode, one trial is played where the patient can imagine moving the left hand for answering YES and the right hand for answering NO.

### 3 RESULTLS

#### 3.1 CLASSIFICATION ACCURACY

The classification accuracies for the three MCS patients defined previously in Table 1 are shown in Table 2. Median classification accuracies are shown for AEP, VT2, VT3 and MI assessment sessions. Runs are shown in different rows for a session. A “-“ shows that the paradigm was not performed. The AEP assessment run lasts 8 min, the VT2 and VT3 assessment runs last 2.5 min (4 instructions with 15 targets each). An AEP and VT2 quick test (QT) last 38 seconds. In VT3 communication, it takes 38 seconds to answer 1 question.

Table 2: Results from P1, P2 and P3 MCS patients.

P	Session #	AEP [%]	QT	VT2 [%]	QT	VT3 [%]	VT3 Com	MI [%]	MI Com
1	1	20	-	70	Yes	10	No	51	-
	2	-	-	-	-	0	No	-	-
2	1	80	Yes	50	No	10	No	53.8	No
	2	-	-	80	Yes	30	No	-	-
	3	-	-	85	Yes	-	-	-	-
	4	100	Yes	100	Yes	40	No	44	No
	5	-	-	-	-	90	YES	-	-
3	1	40	No	100	Yes	90	No	51.3	No
	2	-	-	-	-	40	No	-	-

mindBEAGLE® paradigms showed the following results:

(i) **AEP**

For AEP, the median accuracies ranged from 20% to 100%, and the quick test was possible when the accuracy is above 80%.

(ii) **VT2**

The accuracies of VT2 vary from 50% to 100%, and the quick test was performed when the accuracy was over 70%.

(iii) **VT3**

The performance of VT3 is the most changeable one, with accuracies between 0 and 90%, and the communication was only possible during the session with highest accuracy.

(iv) **MI**

The accuracies of MI are all around chance level and thus not possible for communication.

#### 3.2 EVOKED POTENTIALS

Taking VT2 and VT3 paradigms as examples, we observed differences in EPs among patients. As shown in Figure 3 (a), there is only a small significant area in one channel for VT2, while no significance for VT3. Therefore, the accuracies are moderate (70%) for VT2 and very low (10%) for VT3 for patient 1.

However, for patient2 (Figure 3 (b)), there is large area of significance among multiple channels for both VT2 and VT3, which is consistent with the achieved high accuracies (100% and 90%, resp.).

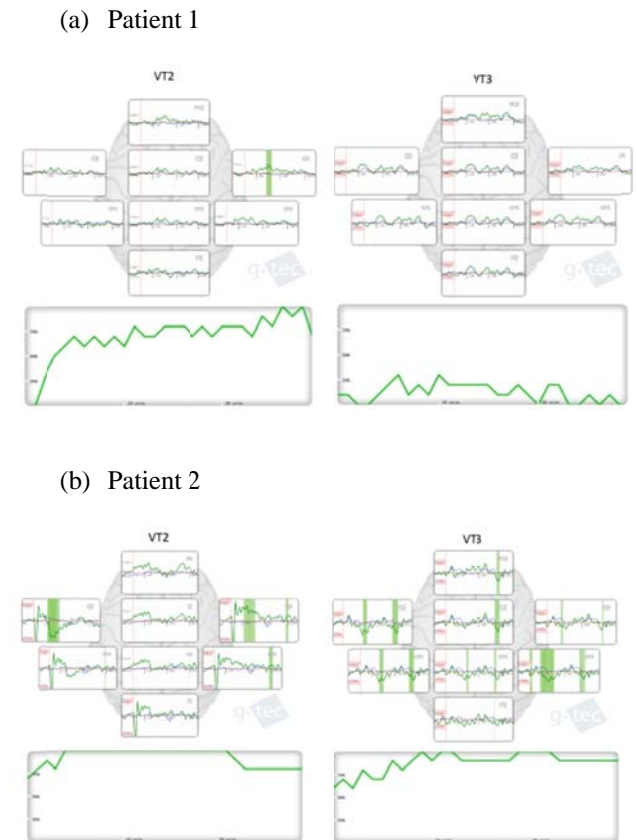


Figure 3: Vibro-tactile EPs and classification accuracies for patients 1 and 2. Patient 1 achieved 70% for VT2 and only 10% for VT3 and communication was not possible. Patient 2 achieved

100% for VT2 (session 2) and 90% for VT3 (session 4) and communication was possible.

If we look into multiple VT3 sessions of a single patient, e.g. patient 2, we can see an obvious fluctuation among sessions (Figure 4). Significance was only found for session 4, therefore the accuracies change from 10% (session 1) and 30% (session 2) to 90% (session 4) accordingly.

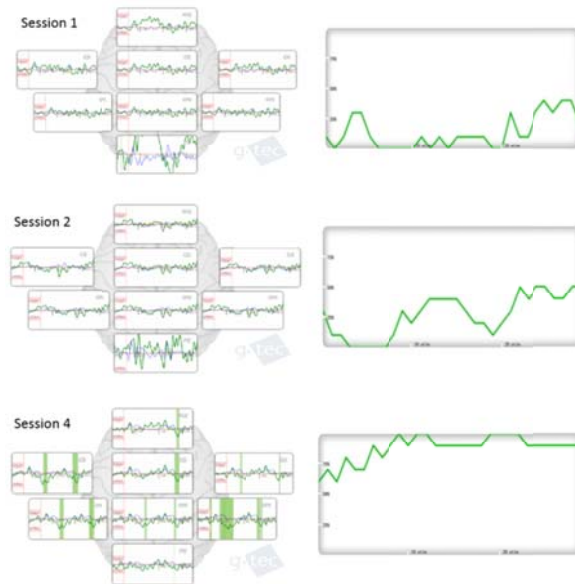


Figure 4: EPs and BCI accuracy resulting from the VT3 paradigm for patient 2 for sessions 1 (top images), 2 (middle images), and 4 (lower images). The number presented in the right of each accuracy plot is the mean accuracy.

## 4 DISCUSSIONS

In this study, we presented a BCI system for assessment and communication for DOC patients, and we showed some preliminary but positive results on three MCS patients.

We observed differences among patients and sessions. The success with AEP and VT paradigms on MCS patients may indicate the intact auditory or tactile sensory pathway in this type of DOC patients. Further, the possible communication shows that the MCS patients may follow the instructions, and in the future, might be able to make own decisions via such as BCI system. Meanwhile, the fluctuation on the same patient may reflect the unstable status of MCS patients, and thus multiple measurements or assessments would be necessary.

Nevertheless, none of the three patients got high accuracy in MI paradigm, and the ERD/ERS mapping is very weak, e.g. on patient 3 (Figure 5).

This may due to the fact that each patient performed only 1 or 2 runs of MI, while it is believed that a certain amount of MI training is required to reach satisfactory performance.

We are aware that it is too early to reach a formal conclusion, since the reported number of MCS patients and sessions are very limited. Still we believe that many misdiagnosed MCS patients could take advantage of such a BCI-based system. Multicenter studies with larger number of MCS patients would be our next step to further validate the results.

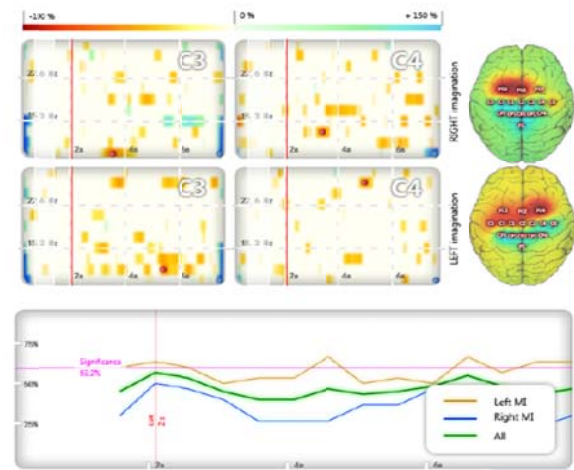


Figure 5: ERDs and accuracies for MI run of MCS patient 3. The patient achieved an average accuracy of only 51.3 % for MI, and communication was not possible with the MI paradigm. In the upper figure, the vertical red line indicates when the cue is presented to the subject, while the horizontal red line in the bottom figure corresponds to chance performance.

## Acknowledgements

This work was financially supported by H2020 project ComAware.

## References

- [1] Wolpaw, J. R., Birbaumer, N., McFarland, D. J., Pfurtscheller, G., Vaughan, T. M., Brain-computer interfaces for communication and control. *Clin. Neurophysiol.* 113 767-791 (2002).

- [2] Schnakers, C., Vanhaudenhuyse, A., Giacino, J., Ventura, M., Boly, M., Majerus, S., Moonen, G., Laureys, S.: Diagnostic accuracy of the vegetative and minimally conscious state: Clinical consensus versus standardized neurobehavioral assessment. *BMC Neurology*, 9:35, doi: 10.1186/1471-2377-9-35 (2009).
- [3] Lugo, Z.R., Rodriguez, J., Lechner, A., Ortner, R., Gantner, I.S., Kübler, A., Laureys, S., Noirhomme, Q., Guger, C.: A vibrotactile P300-based BCI for consciousness detection and communication. *Clin EEG and Neurosci*, (2014).
- [4] Kübler A, Neumann N, Kaiser J, Kotchoubey B, Hinterberger T, Birbaumer NP. Brain-computer communication: self-regulation of slow cortical potentials for verbal communication. *Archives of physical medicine and rehabilitation*. 82(11):1533-9 (2001).
- [5] Guger C, Daban S, Sellers E, Holzner C, Krausz G, Carabona R, Gramatica F, Edlinger G. How many people are able to control a P300-based brain-computer interface (BCI)? *Neuroscience letters*. 462(1):94-8 (2009).
- [6] Xu R, Jiang N, Lin C, Mrachacz-Kersting N, Dremstrup K, Farina D. Enhanced low-latency detection of motor intention from EEG for closed-loop brain-computer interface applications. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*. 61(2):288-96 (2014).
- [7] Sutton S, Braren M, Zubin J, John ER. Evoked-potential correlates of stimulus uncertainty. *Science*. 150: 1187-1188 (1965).
- [8] Pfurtscheller G, Aranibar A. Event-related cortical desynchronization detected by power measurements of scalp EEG. *Electroencephalography and clinical neurophysiology*. 42(6):817-26 (1977).
- [9] Guger, C., Ramoser, H., Pfurtscheller G. Real-time EEG analysis with subject-specific spatial patterns for a brain-computer interface (BCI). *IEEE Trans Rehabil Eng*. 8(4):447-56 (2000).
- [10] Xu R, Allison BZ, Ortner R, Irimia DC, Espinosa A, Lechner A, Guger C. How Many EEG Channels Are Optimal for a Motor Imagery Based BCI for Stroke Rehabilitation? In *Converging Clinical and Engineering Research on Neurorehabilitation II 2017* (pp. 1109-1113). Springer International Publishing.
- [11] Guger C, Spataro R, Allison BZ, Heilinger A, Ortner R, Cho W, La Bella V. Complete Locked-in and Locked-in patients: Command following assessment and communication with vibro-tactile P300 and motor imagery brain-computer interface tools. *Frontiers in Neuroscience* 11 (2017).

# Un videojuego serio para el estudio de expresiones faciales en personas con Autismo

Silvia Ramis, Francisco J. Perales, Marc Campins  
Unitat de Gràfics i Visió i IA. EPS, A. Turmeda, DMI-UIB, Palma de Mallorca  
silvia.ramis@uib.es, paco.perales@uib.es, marcampinscoll@gmail.com

Inma Riquelme  
Facultat d'Infermeria i Fisioteràpia,  
Institut Universitari d'Investigació en Ciències de la Salut (IUNICS),  
UIB, Palma de Mallorca  
inma.riquelme@uib.es

## Resumen

*El Trastorno de Espectro Autista (TEA. 299.00; F84.0) es el segundo trastorno neurológico más prevalente entre los niños. La prevalencia estimada actual es de 1/68 según el CDC's Autism and Developmental Disabilities Monitoring (ADDM) Network. Uno de los aspectos más complicados de determinar en autismo, son las expresiones faciales y sus equivalentes emociones. Por ello, se propone un sistema interactivo basado en un videojuego serio ("serious games") para la captura de las expresiones en tiempo real, durante la ejecución del juego. Mediante el uso de redes neuronales profundas ("deep learning") se plantea conseguir una clasificación de dichas emociones. Se prevé que los resultados de este sistema interactivo permitan una clasificación aproximada de las expresiones/emociones básicas capturadas. En base a este resultado preliminar se contempla el posible uso de neurofeedback con estímulos sensoriales adicionales dentro del juego para la mejora de la concentración y el reconocimiento/aprendizaje de las emociones.*

**Palabras Clave:** Videojuegos Serios, Autismo, Redes Neuronales, Neurofeedback, BCI.

## 1 INTRODUCCIÓN

Los individuos con trastorno del espectro autista muestran deficiencias en las habilidades sociales y comunicativas, incluyendo la imitación, la empatía y la atención compartida [1]. Una de las habilidades sociales deficiente en niños con autismo es el reconocimiento de las emociones [2]. Por tanto, es uno de los aspectos más complicados de determinar. El objetivo principal de este trabajo preliminar, es la creación de un sistema interactivo para la generación

de una base de datos de imágenes de niños autistas con sus correspondientes emociones. Posteriormente esta base de datos servirá para el entrenamiento de una red neuronal profunda para poder determinar de manera automática el tipo de emoción que genera el niño autista.

Al tratarse de una base de datos de imágenes, el tipo de red neuronal utilizado será una red neuronal convolucional (CNN) de varias capas. Para llevar a cabo el entrenamiento primero se debe etiquetar cada imagen con una de las 7 emociones básicas (alegría, tristeza, miedo, asco, ira, sorpresa y neutral) [11]. El principal problema en estos casos es que cada niño genera sus propias emociones o carece de ellas y es muy difícil determinar el tipo de emoción que genera sin antes no haber hecho un estudio previo de sus emociones en particular. Para ello se ha desarrollado primero una aplicación de entrenamiento de emociones, donde el niño puede trabajar las 7 emociones básicas. Con ello se pretende generar una base de datos preliminar, como punto de partida, con la que poder trabajar posteriormente.

En segundo lugar se ha diseñado un videojuego serio, que provoque reacciones al jugador, de tal manera que el sistema sea capaz de captar su expresión facial. Se ha elegido la creación de un laberinto 3D con diversos niveles de dificultad [12], ya que implica un grado de concentración tanto en niños control como en niños autistas y que además, pueden provocar diversas emociones mientras juegan. Se valorarán estas expresiones y otros parámetros de atención del juego (tiempo de ejecución, longitud de camino realizado, número de colisiones con las paredes, etc.). Si bien muchos de estos parámetros están orientados a valorar la atención mantenida de los usuarios, adicionalmente se evalúan de forma explícita, mediante cuestionarios, qué emociones han sentido en las diferentes etapas del videojuego. Finalmente, en una fase posterior está previsto, para cada conjunto de sesiones del juego, evaluar los estados iniciales relevantes para el estudio (la actividad EEG de las ondas alpha, beta y los ritmos

sensorimotora en estado de reposo), además de los umbrales de sensibilidad dolorosa y de la red táctil afectivo-motivacional, que también han sido relacionados con el desarrollo de la interacción social en niños con autismo [16]. Esta medición se realizara antes de la terapia y al final de la terapia.

Este trabajo preliminar está organizado en las siguientes secciones. En la sección 2 se hace una revisión del estado del arte hasta la actualidad. En la sección 3 se propone el sistema diseñado. En la sección 4 se muestran los primeros resultados. Finalmente en la sección 5, se termina con las conclusiones y trabajo futuro.

## 2 ESTADO DEL ARTE

El término de “juego serio” fue utilizado por primera vez por [3] en 1970, que básicamente usó los juegos para entrenamiento y educación. Actualmente no existe una única definición, aunque es ampliamente aceptado como todo juego que tiene un propósito, que se mueve más allá del entretenimiento y ofrece un apoyo interactivo y atractivo en el aprendizaje [4]. Diversos videojuegos serios han sido propuestos para autismo en estos últimos años. En [5] presentaron un trabajo en el cual se utilizan personajes virtuales para enseñar a los usuarios conceptos de reconocimiento y programación de emociones. En [6] desarrollaron un videojuego interactivo para mejorar la fluidez en la comunicación de niños autistas. El videojuego consistía en pronunciar los nombres de los objetos mostrados en el monitor dentro de un período de tiempo pequeño. En [7] desarrollaron un conjunto de juegos serios orientados a la educación de primeros auxilios para personas con autismo, utilizando dispositivos móviles Android. El objetivo del trabajo fue resolver qué hacer en determinadas situaciones, y dar conocimientos básicos sobre salud. En [8] realizaron un estudio intercultural entre niños con trastorno de espectro autista del Reino Unido, Israel y Suecia destinado a enseñar el reconocimiento de emociones de forma divertida y entretenida. En [9] diseñaron un videojuego interactivo para aumentar la inteligibilidad en la comunicación de niños autistas. En [10] desarrollaron un conjunto de Juegos Serios basados en EEG para aplicaciones médicas. En esta investigación, revisaron los diseños de juegos con neurofeedback y algoritmos, y propusieron el diseño e implementación de nuevos juegos de concentración 2D y 3D basados en EEG. Por otro lado, trabajos más recientes como el [15] tienen como objetivo desarrollar una mejor comprensión de los procesos cognitivos en niños y adolescentes con trastorno del espectro autista para categorizar las emociones. Para ello, combinan algoritmos de representación no fotorrealista (NPR) en tiempo real, animaciones faciales emocionales y tecnologías de seguimiento

ocular en un marco que sirve como un banco de pruebas interactivo para la investigación empírica.

## 3 METODOLOGÍA

En este trabajo se presenta un videojuego serio desarrollado con Unity [17] para la captura de emociones en niños autistas. Para ello se propone una primera aplicación de entrenamiento de emociones, donde el niño puede trabajar las 7 emociones básicas (alegría, tristeza, miedo, asco, ira, sorpresa y neutral) y posteriormente se propone un videojuego serio, donde se capturan las distintas emociones dentro de un laberinto 3D.

### 3.1 PARTICIPANTES

El experimento se ha llevado a cabo tanto en niños con trastorno de espectro autista como en niños control. Los participantes con dicho trastorno fueron 5 niños entre 14 y 18 años, con una media de edad de 15.8 años, de los cuáles el 20% eran mujeres y el 80% eran hombres. Mientras que los participantes control fueron 4 niños entre 5 y 10 años, con una media de edad de 6.75 años, de los cuáles el 75% eran mujeres y el 25% hombres.

### 3.2 EXPERIMENTO

El experimento se divide en dos fases. Una primera fase donde se evalúan las distintas emociones de niños con autismo y una segunda fase donde se capturan las diferentes emociones mediante un videojuego serio.

#### 3.2.1 Fase 1. Entrenador de emociones

En la Fase 1 se ha diseñado una aplicación interactiva para una evaluación previa de las emociones en niños autistas.

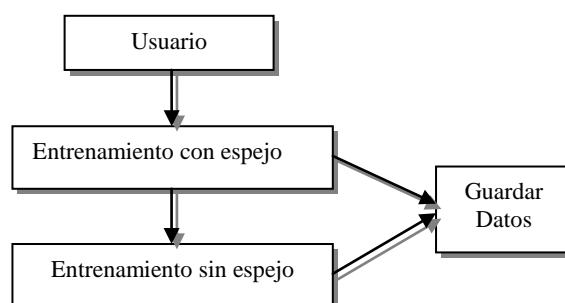


Figura 1: Diagrama de la Aplicación del Entrenador de emociones.

En la figura 1 se muestra la aplicación diseñada para este experimento. El usuario se coloca enfrente del

ordenador donde la terapeuta le explica la aplicación, que consiste en imitar las siete emociones que van saliendo individualmente de manera aleatoria. En una primera ronda la aplicación muestra en un lado las expresiones en imágenes y en el otro lado la webcam donde el niño se ve como hace la expresión, como si tratase de un espejo (ver figura 2).



Figura 2: Entrenamiento con espejo.

Una vez realizadas todas las expresiones de manera aleatoria, se realiza una segunda ronda donde el niño sigue viendo la expresión en la imagen pero no se ve a sí mismo (ver figura 3). Por tanto el niño debe de seguir haciendo la expresión sin verse.

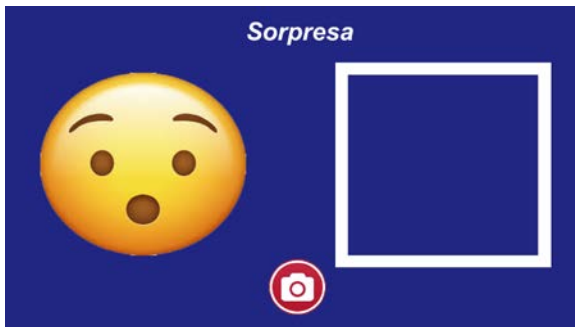


Figura 3: Entrenamiento sin espejo.

Los resultados son estudiados en la siguiente sección, donde se discute su coherencia entre las distintas expresiones que realiza el niño tanto en la primera ronda como en la segunda.

### 3.2.2 Fase 2. Laberinto 3D

En la Fase 2 se ha diseñado un videojuego serio que sea capaz de mantener la atención de los niños además de poder provocar distintas expresiones en los usuarios mientras juegan. Estudios como el trabajo propuesto por [13] demuestran que los laberintos juegan un papel en el desarrollo de habilidades cognitivas con el fin de mejorar la atención.

El videojuego creado consiste en un laberinto 3D (ver figura 4) que provoca reacciones por parte de los usuarios dependiendo de los diferentes estímulos que

se van encontrando en el videojuego. Trabajos como [14], nos da una orientación en los estímulos que podemos utilizar, ya que estudian la clasificación de emociones (positivas, negativas y neutras) mediante diversos estímulos visuales y auditivos. Dado que este estudio es preliminar, se ha decidido crear un laberinto de 10 niveles de dificultad de salida única y con varios callejones sin salida. Se ha decidido que fuera de salida única, ya que queremos centrar en el mantenimiento de la atención más que en el concepto de planificación [12].



Figura 4: Ejemplo del laberinto.

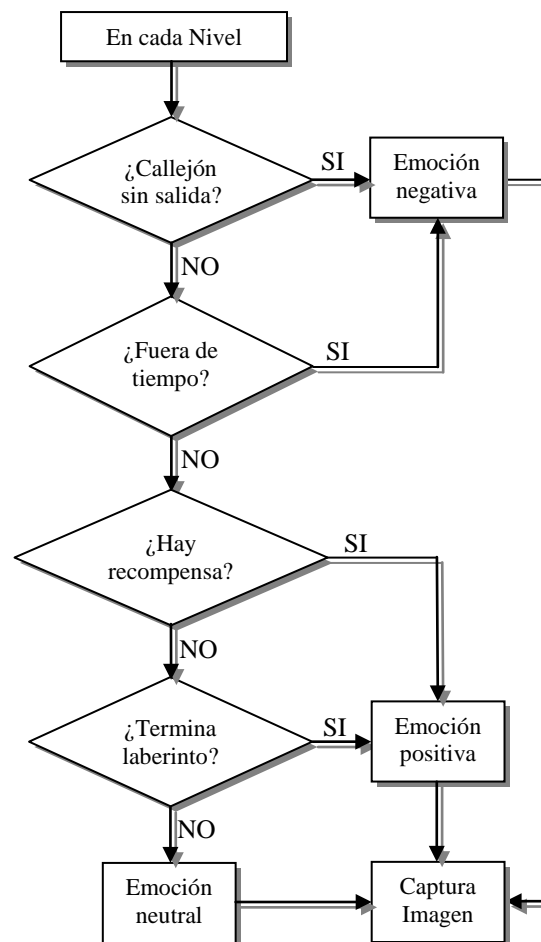


Figura 5: Diagrama del esquema básico para la captura de emociones dentro del laberinto.



Para la captura de emociones dentro del laberinto, se han diseñado puntos críticos que pueden generar emociones por parte del usuario (ver figura 5).

Se han considerado tres principales emociones:

- *Emoción Negativa.* Todos esos caminos que conducen a callejones sin salida en los distintos niveles o bien cuando no consiguen terminar el laberinto dentro de un tiempo límite, pueden provocar frustración y por ello es considerado como un punto crítico a analizar.
- *Emoción Positiva.* Todos esos caminos en que encuentran recompensas o bien cuando consiguen terminar el laberinto, son considerados como puntos críticos para generar una emoción positiva dentro del laberinto.
- *Emoción Neutral.* Todos esos caminos que no contienen ningún estímulo se considera una emoción neutral.

Finalmente los resultados de este experimento son discutidos en la siguiente sección.

## 4 RESULTADOS

En este estudio todos los niños participantes con autismo, presentaban un nivel de expresión verbal consistente (utilización de frases cortas, aunque en ocasiones con ecolalia). Además, su nivel cognitivo oscilaba entre un nivel cognitivo normal y retraso cognitivo moderado.

A continuación se presentan los resultados obtenidos en los diversos experimentos.

### 4.1 ENTRENADOR DE EMOCIONES

En las Tablas 1 y 2 se muestran los resultados con el entrenador de emociones. En la Tabla 1 se observa que los niños con autismo por lo general, saben imitar mejor las expresiones cuando se ven a sí mismos que cuando no. Son en general bastante coherentes en sus expresiones. Medimos la coherencia entre las imágenes “con espejo” y “sin espejo” que reproduzcan la misma expresión.

A partir de estos resultados podemos deducir, que las expresiones más claras que pueden reproducir este grupo de niños es Alegría, Miedo y Sorpresa. Por otro lado la mayoría no entendió la expresión Neutral y les costaba reproducir la cara de Tristeza.

En la Tabla 2 se presentan los resultados con los niños control. A pesar de ser más pequeños, saben imitar bastante bien todas las emociones y son bastante coherentes. Obteniendo mejores resultados cuando no se ven que cuando se ven, a diferencia de la Tabla 1, que es al revés. Las expresiones que

reproducen con más claridad sin espejo son las de Alegría, Enfado, Sorpresa y Neutral.

Tabla 1: Resultados del entrenador de emociones en niños con Autismo.

	Entr. con espejo	Entr. sin espejo	Coherencia
<b>Alegría</b>	100%	90%	96%
<b>Tristeza</b>	61.5%	50%	76%
<b>Miedo</b>	100%	92.3%	96%
<b>Asco</b>	73.3%	40%	76%
<b>Enfado</b>	93.3%	70%	76%
<b>Sorpresa</b>	100%	100%	100%
<b>Neutral</b>	46.6%	40%	84%

Tabla 2: Resultados del entrenador de emociones en niños Control.

	Entr. con espejo	Entr. sin espejo	Coherencia
<b>Alegría</b>	91.6%	100%	90%
<b>Tristeza</b>	91.6%	87.5%	80%
<b>Miedo</b>	90%	80%	75%
<b>Asco</b>	90%	90%	80%
<b>Enfado</b>	91.6%	100%	80%
<b>Sorpresa</b>	91.6%	100%	95%
<b>Neutral</b>	75%	100%	85%

### 4.2 LABERINTO 3D

En las Tablas 3 y 4 se muestran los resultados de los distintos niveles realizados en el laberinto. En cada nivel, se capturan las diversas emociones que genera cada participante. Como se aprecia en estas dos tablas, los laberintos de este videojuego genera en su mayor parte emociones positivas (Alegría y Sorpresa) y neutrales (cara de concentración). Excepto un participante, que no llegó a superar el nivel 9 y al tercer intento de Game Over, ya generaba una expresión negativa.

Tabla 3: Resultados del Laberinto 3D en niños con Autismo.

	Emoción POSITIVA	Emoción NEUTRAL	Emoción NEGATIVA
<b>Nivel 1</b>	✓	✓	
<b>Nivel 2</b>	✓	✓	
<b>Nivel 3</b>		✓	
<b>Nivel 4</b>	✓	✓	
<b>Nivel 5</b>	✓	✓	
<b>Nivel 6</b>	✓	✓	
<b>Nivel 7</b>		✓	
<b>Nivel 8</b>	✓	✓	
<b>Nivel 9</b>		✓	✓
<b>Nivel 10</b>	✓	✓	

Tabla 4: Resultados del Laberinto 3D en niños Control.

	Emoción POSITIVA	Emoción NEUTRAL	Emoción NEGATIVA
Nivel 1	✓	✓	
Nivel 2	✓	✓	
Nivel 3	✓	✓	
Nivel 4	✓	✓	
Nivel 5	✓	✓	
Nivel 6	✓	✓	
Nivel 7	✓	✓	
Nivel 8	✓	✓	
Nivel 9	✓	✓	
Nivel 10	✓	✓	

Finalmente, en las Tablas 5 y 6 se valoran algunos parámetros de atención en el juego. Todos los participantes mostraron un nivel elevado de concentración mientras jugaban. En la Tabla 5 se presentan los resultados obtenidos con niños con Autismo, los cuales demostraron mucha destreza en el manejo de los videojuegos. Superando así en velocidad a los niños Control (ver tabla 6), terminando el juego prácticamente a la mitad de tiempo. En cambio no prestaron tanta atención en las colisiones. En general los niños control intentaban precisar la posición de la bola para que no hubiera colisiones en las paredes, lo que por supuesto, esto les llevaba más tiempo en acabar el laberinto. En cuanto a la trayectoria, tanto en un grupo como en el otro, realizan trayectorias similares. Se pueden destacar los niveles 3, 6, 8 y 9, donde la diferencia de recorrido es mayor. Siendo los niños control los que lo suelen recorrer en menos bloques. También cabe decir, que los más pequeños de los niños control, se paraban unos segundos antes de empezar el laberinto, analizando cuál era el recorrido más corto para llegar a la salida. En cambio los más mayores, sobretodo en el grupo de niños con Autismo, empezaban el laberinto e iban analizando mientras jugaban.

Tabla 5: Resultados del Laberinto 3D en niños con Autismo.

	Tiempo (segundos)	Trayectoria (bloques)	Colisiones
Nivel 1	6.4	8.4	1.6
Nivel 2	8.6	13.6	3
Nivel 3	13.8	28.4	3.4
Nivel 4	8.8	22	1.8
Nivel 5	9	24.2	2.2
Nivel 6	21.6	49.4	5.4
Nivel 7	20.4	47.6	3.2
Nivel 8	19	46.2	4.2
Nivel 9	38	62.4	6.4
Nivel 10	10.75	31.75	1.5

Tabla 6: Resultados del Laberinto 3D en niños Control.

	Tiempo (segundos)	Trayectoria (bloques)	Colisiones
Nivel 1	9.5	8	0.75
Nivel 2	19.25	14.5	1.5
Nivel 3	23.75	20.5	2
Nivel 4	19.5	23	1
Nivel 5	22.75	24.75	1.5
Nivel 6	59.25	56.5	3.5
Nivel 7	53.5	48.5	3
Nivel 8	33.75	32	2
Nivel 9	66.75	47.5	3.75
Nivel 10	27.6	28.6	2.3

## 5 CONCLUSIONES Y TRABAJO FUTURO

El trabajo presentado permite analizar la generación de las expresiones faciales de los usuarios control y de los usuarios con espectro autista a través de la utilización de videojuegos serios. Se realiza una valoración inicial de los usuarios en los umbrales de sensibilidad dolorosa y de la red táctil afectivo-motivacional. Posteriormente los usuarios efectúan una serie de sesiones con las dos aplicaciones diseñadas (entrenador de emociones, captura de emociones en el videojuego serio). Las emociones consideradas han sido clasificadas como emoción positiva, neutral y negativa en esta primera fase del estudio. De los resultados preliminares obtenidos, se puede confirmar de forma objetiva el alto interés y motivación de los usuarios por participar en el estudio, cumpliendo con satisfacción la ejecución de las tareas pedidas. Respecto a los resultados numéricos del entrenador de emociones se puede afirmar que la mayoría de usuarios con trastorno de espectro autista reproducen acertadamente las emociones de alegría, miedo, enfado y sorpresa, siendo las emociones más difíciles de reproducir el asco, la tristeza y la emoción neutral. El efecto de usar espejo o no espejo, influye en la ejecución de las expresiones, siendo menor el porcentaje de acierto en el caso del entrenamiento sin espejo. Curiosamente con los niños control, se obtienen mejores resultados en el entrenador sin espejo que con espejo en la mayoría de los casos. En cuanto al laberinto 3D, las expresiones positivas aparecen en todos los niveles en el caso de los niños control y en el caso de los niños autistas, aparecen en todos los niveles menos en el nivel 3, 7 y 9 donde se mostraban más concentrados. Las expresiones neutrales están presentes en todos los niveles, tanto para los niños control como para los niños con autismo y las



negativas solo aparecen en el nivel 9, por ser el más complicado de todos según los usuarios. Queda pendiente la repetición de las pruebas más veces con caras naturales y laberintos más complejos. Al mismo tiempo es necesario valorar al final del tratamiento (15 sesiones) si existen cambios en la red táctil afectivo-motivacional consecuencia del entrenamiento en ambas aplicaciones y que puedan modificar a lo largo del tiempo la distribución de emociones por niveles. Fomentando si es posible un incremento de las emociones positivas al obtener un mejor rendimiento en la resolución de los laberintos. Este estudio es preliminar y se considera la ampliación de la muestra de usuarios tanto de control como de TEA y su estratificación por diferentes grupos de edades. En una segunda versión de las aplicaciones se prevé el registro EEG de participantes antes y después del tratamiento para el estudio de la posible variación de los ritmos cerebrales. Adicionalmente se considera la posibilidad de usar la información facial para el entrenamiento de la red neuronal CNN y poder determinar si se clasifican correctamente estas expresiones en su correspondiente emoción.

### Agradecimientos

El trabajo ha podido ser desarrollado gracias al proyecto TIN2015-67149-C3-2-R del Ministerio de Economía y Competitividad y al proyecto OCDS-CUD2016/13, financiado por la Oficina de Cooperación al desarrollo y solidaridad (OCDS) de la Universitat de les Illes Balears. Además el primer autor es beneficiario de la beca FPI/1828/2015 de la Conselleria d'Educació, Cultura i Universitats del Govern de les Illes Balears.

Este trabajo es fruto de la colaboración dentro de la red temática DPI2015-69098-REDT de Investigación en Neurologías para la Asistencia y la Rehabilitación financiada por Ministerio de Economía y Competitividad. Damos especial agradecimiento al centro educativo Gaspar-Hauser, centro específico para niños Autistas y a su directora Dra. Maribel Morueco, sin su colaboración este trabajo no hubiera sido posible.

### Referencias

- [1] E. V. C. Friedrich, N. Suttie, A. Sivanathan, T. Lim, S. Louchart and J. A. Pineda, "Brain-computer interface game applications for combined neurofeedback and biofeedback treatment for children on the autism spectrum", *Interaction of BCI with the underlying neurological conditions in patients: pros and cons*, 2014, pp. 15-21. *Frontiers in Neuroengineering*. doi: 10.3389/fneng.2014.00021
- [2] D. Sturm, E. Peppe and B. Ploog, "eMot-iCan: Design of an assessment game for emotion recognition in players with Autism," *2016 IEEE International Conference on Serious Games and Applications for Health (SeGAH)*, Orlando, FL, 2016, pp. 1-7. doi: 10.1109/SeGAH.2016.7586228
- [3] C. Abt, "Serious Games", 1970, *New York: The Viking Press*.
- [4] R. J. Stone, "Human Factors Guidelines for interactive 3D and Games-based training Systems Design", *University of Birmingham (UK)*. 2008
- [5] S. L. Finkelstein, A. Nickel, L. Harrison, E. A. Suma and T. Barnes, "cMotion: A new game design to teach emotion recognition and programming logic to children using virtual humans," in *Conf. Rec. 2009 IEEE Virtual Reality*, pp. 249-250.
- [6] A. Anwar, Md. M Rahman, S. M. Ferdous, S. A. Anik, S. I. Ahmed, "A computer game based approach for increasing fluency in the speech of the autistic children," in *Conf. Rec. 2011 11th IEEE Int. Conf. on Advanced Learning Technologies*, pp. 17-18.
- [7] Z. Sáenz de Urturi, A. Méndez Zorrilla, B. García Zapirain, "serious game based on first aid education for individuals with autism spectrum disorder (ASD) using android mobile devices," in *Conf. Rec. 2011 The 16th International Conference on Computer Games*, pp. 223-227.
- [8] S. Fridenson-Hayo, S. Berggren, A. Lassalle, S. Tal, D. Pigat, N. Meir-Goren, H. O'Reilly, S. Ben-Zur, S. Bölte, S. Baron-Cohen and O. Golan, "'Emotiplay': a serious game for learning about emotions in children with autism: results of a cross-cultural evaluation", *Eur Child Adolesc Psychiatry*, 2017. doi:10.1007/s00787-017-0968-0
- [9] Md. M. Rahman, S. M. Ferdous, S. I. Ahmed, "Increasing intelligibility in the speech of the autistic children by an interactive computer game," in *Conf. Rec. 2010 IEEE Int. Symposium on Multimedia*, pp. 383-387.
- [10] Q. Wang, O. Sourina, M. Khoa Nguyen, "EEG-based serious games design for medical applications," in *Proc. 2010 Int. Conf. on Cyberworlds*, pp. 270-276.
- [11] P. Ekman, "Facial Expression", 1977. In *Siegmán, A. & Feldstein, S. (Eds.), Nonverbal Communication and Behavior (pp. 97-126)*. New Jersey: Lawrence Erlbaum Association.
- [12] V. T. Tomás Mariano, Felipe de Jesús Núñez Cárdenas, R. Hernández Palacios, M. Pozas Cárdenas, "Pruebas de Laberintos 2D y 3D con Propósitos de Uso en Rehabilitación Neuropsicológica", *Universidad Autónoma del Estado de Hidalgo*, 2013.

- [13] M. Kourakli, I. Altanis, S. Retalis, M. Boloudakis, D. Zbainos, K. Antonopoulou, “Towards the improvement of the cognitive, motoric and academic skills of students with special educational needs using Kinect learning games”, *International Journal of Child-Computer Interaction*, Volume 11, January 2017, Pages 28-39, ISSN 2212-8689, <https://doi.org/10.1016/j.ijcci.2016.10.009>.
- [14] Danny Oude Bos, “EEG-based Emotion Recognition. The Influence of Visual and Auditory Stimuli”, University of Twente, The Netherlands.
- [15] D. Arellano, R. Rauh, B. Krautheim, M. Spicker, U. M. Schaller, V. Helzle, O. Deussen, “Interactive testbed for research in autism—the SARA project”, *Univ Access Inf Soc*, pp 1–16, 2017. doi:10.1007/s10209-016-0521-9
- [16] I. Riquelme, SM. Hatem, P. Montoya, “Abnormal Pressure Pain, Touch Sensitivity, Proprioception, and Manual Dexterity in Children with Autism Spectrum Disorders”, *Neural Plasticity*. 2016;2016:1723401.
- [17] Unity - Game Engine: <https://unity3d.com/es/>



# EVALUACIÓN DE DESEMPEÑO DE UN SISTEMA BASADO EN INTERFAZ CEREBRO COMPUTADORA POR IMAGINERÍA MOTORA Y REALIDAD VIRTUAL: CAMBIOS ENTRE Y DURANTE LAS SESIONES DE USO

Carolina B. Tabernig<sup>1</sup>, Lucia C. Carrere<sup>1</sup>, Leandro G. Escher<sup>1</sup>, Gerardo G. Gentiletti<sup>1</sup> y Erika G. Spaich<sup>2</sup>

<sup>1</sup> Laboratorio de Ingeniería en Rehabilitación e Investigaciones Neuromusculares y Sensoriales (LIRINS)  
Facultad de Ingeniería, Universidad Nacional de Entre Ríos, Oro Verde, Argentina

<sup>2</sup> SMI<sup>®</sup>, Department of Health Science and Technology, Aalborg University, Dinamarca  
[ctabernig@ingenieria.uner.edu.ar](mailto:ctabernig@ingenieria.uner.edu.ar)

## Resumen

*El paradigma de Imaginación Motora puede emplearse en una Interfaz Cerebro Computadora como estrategia de rehabilitación motora para la recuperación de pacientes con secuelas de hemiplejía. Con este fin se ha desarrollado un Sistema que brinda al usuario una animación virtual en respuesta a la desincronización de sus ritmos sensoriomotres cuando imagina o intenta la dorsiflexión de uno de sus pies. Se sabe que durante el uso de estos sistemas, las condiciones del usuario cambian, por lo cual en este trabajo se evaluó el desempeño de un Sistema basado Imaginería Motora con realimentación visual en tiempo real. Se empleó el Sistema durante 6 series de 10 tareas cada una, en 2 sesiones de uso, por parte de 10 usuarios sin experiencia previa y sin secuelas neurológicas. Se lo calibró al inicio de cada sesión y se actualizó el umbral de clasificación al inicio de cada serie. Se analizaron 60 series en total, 30 para cada sesión. Se obtuvieron la Sensibilidad y la Especificidad y los espacios ROC. Se observaron diferencias estadísticamente no significativas entre y durante las sesiones. Los 20 desempeños promedio de uso (10 en cada sesión) superaron la activación por azar, excepto solo en 2 casos para la primera sesión. Estos resultados convalidan la necesidad de re-calibración periódica de un Sistema basado Imaginería Motora, en especial cuando se lo pretende emplear para facilitar la neuroplasticidad y el reaprendizaje motor de personas que presentan lesiones en su corteza motora.*

**Palabras Clave:** Accidente Cerebro Vascular, Interfaces Cerebro Computadoras, Imaginería motora, Realidad Virtual.

## 1. INTRODUCCION

Los sistemas basados en Interfaces Cerebro Computadoras (BCI, por “Brain Computer Interface”) se desarrollaron originalmente como una tecnología de asistencia dirigida a personas con parálisis severa o con síndrome de bloqueo. En la actualidad, se están pensando como potenciales herramientas de rehabilitación para los pacientes con secuelas de Accidente Cerebro Vascular (ACV) [3] [5].

Dentro de este marco de aplicación surgen los Sistemas BCI que emplean la Imaginación Motora o Intención del Movimiento (IM) para facilitar la neuroplasticidad a través de la modulación de los ritmos sensoriomotres registrados en el EEG:  $\mu$  (8 a 12 Hz) y  $\beta$  (18 a 30 Hz). Esta neuromodulación produce una disminución de la potencia del EEG ante un evento conocida como Desincronización Relacionada a Eventos (ERD, por “Event Related Desynchronization”) [1].

Un Sistema de rehabilitación basado en BCI está básicamente constituido por los siguientes bloques: el usuario, la BCI y el actuador o dispositivo a ser comandado. La BCI, en sí misma está conformada por un bloque de sensado y acondicionamiento de la señal de electroencefalografía (EEG), otro de extracción de características y un tercero de clasificación que genera la señal de comando final. Generalmente los Sistemas IM-BCI requieren de una calibración previa para ajustar sus parámetros a cada usuario en particular.

Los sistemas IM-BCI intentan inducir la restauración del hemisferio dañado post-ACV a través de la imaginación o la intención de mover el miembro afectado. A su vez, este efecto podría facilitar la restauración del control motor normal. Con este

enfoque, la realimentación desempeña un papel clave ya que proporciona al usuario información sobre la eficiencia de su estrategia y permite el aprendizaje. Un tipo de realimentación es la extrínseca, que se define como aquella que es brindada por una fuente externa. Cuando esta fuente es una imagen, por ejemplo en una pantalla o monitor, se la considera realimentación visual (RV). También se la puede clasificar de acuerdo al momento en el que es dada, ya sea durante la ejecución motora (realimentación en tiempo real) o después de esta (realimentación terminal) [7].

El usuario, que forma parte del Sistema IM-BCI, con esta información realimentada cambia entonces sus condiciones en el transcurso de las series que conforman una sesión y entre distintas sesiones de uso, modificando el desempeño del Sistema completo.

En este trabajo se presentan los resultados de la evaluación de desempeño de un Sistema IM-BCI con RV en tiempo real (Sistema IM-BCI+RV) entre series y entre dos sesiones de uso, por parte de 10 usuarios sin experiencia en BCI y sin secuelas neurológicas. Se trabajó con la IM del movimiento de dorsiflexión del pie ya que es una de las secuelas más frecuentes y más severas de los pacientes con ACV.

## 2. MATERIAL Y METODOS

### 2.1. SUJETOS

Se incorporaron al estudio 10 voluntarios sanos, sin secuelas neurológicas ni experiencia en BCI que brindaron su consentimiento informado para la participación en este estudio cuyo protocolo fue aprobado por el Comité Central de Bioética en la Práctica y en la Investigación Biomédica-Ministerio de Salud de la provincia de Entre Ríos, Argentina. La edad promedio fue de  $35 \pm 12,5$  años, 6 de género femenino y 4 masculinos.

### 2.2. REGISTRO Y PROCESAMIENTO DEL EEG

La señal de EEG se registró utilizando el amplificador y conversor A/D portátil g.MOBILab+, de la empresa G.Tec (Guger Technology), y la plataforma BCI2000 [6], con una resolución de 16 bits y frecuencia de muestreo de 256 Hz.

Se utilizaron 5 electrodos pasivos posicionados según la versión extendida del sistema 10/20: Fz, C3, C4, Cz y Pz. Se utilizó un filtro Laplaciano centrado en Cz, para resaltar la región cortical correspondiente al miembro inferior. Los electrodos de tierra y

referencia se colocaron en el mastoides derecho e izquierdo respectivamente.

El bloque de extracción de características de la BCI realiza la estimación de las densidades espectrales de potencia (DEP) en paquetes de 3Hz para una banda de frecuencia determinada en una etapa de calibración. Esto se lleva a cabo, también en la plataforma BCI2000, con un modelo autorregresivo de orden 16, cuyos coeficientes se determinan por el método de Burg [6]. Posteriormente, por medio de una aplicación desarrollada en MATLAB 7.10 (R2010a), se compara el promedio de las DEPs estimadas en ventanas de 31,25mseg. con un umbral que es la media de las DEPs promediadas de las últimas 5 tareas de IM. Esto genera la señal de comando que es enviada al actuador que brinda al usuario una RV en tiempo real relacionada al cumplimiento de la consigna de IM [1]

### 2.3. REALIMENTACIÓN VISUAL

Como RV se desarrolló una aplicación de realidad virtual basada en la plataforma de simulación V-REP PRO EDU 3.0. Este módulo genera un avatar que simula el movimiento de dorsiflexión del pie cuando recibe la señal de comando.

### 2.4. PROTOCOLO

Cada voluntario asistió a dos sesiones de uso del Sistema IM-BCI+RV, previa etapa de calibración en cada una de ellas.

#### 2.4.1. Calibración de la BCI

La calibración del Sistema comprendió 2 instancias. En la primera se determinó, para ambos pies, el valor de frecuencia en la cual se observaba mayor valor del coeficiente de determinación  $r^2$  en la posición Cz. Ello se realizó analizando los espectros de  $r^2$  y los mapas topográficos y de características. A esta frecuencia se la denominó  $f_{maxERD}$

Se comparó el valor de  $r^2$  para la  $f_{maxERD}$  de cada pie. Se eligió como pie para comandar la BCI, aquel con mayor valor de  $r^2$  y con mejor localización espacial en Cz.

La segunda instancia de la calibración del Sistema, consistió en la determinación del umbral inicial del clasificador, siendo el promedio de las amplitudes medias de las DEPs estimadas para la  $f_{maxERD}$  de las últimas 5 tareas de IM [1].

#### 2.4.2. Uso de la BCI

Se ubicó al sujeto a 1m de distancia del monitor en el cual se presentó la animación por realidad virtual.

Cada sesión consistió en 3 series de 10 tareas en respuesta a una consigna auditiva. Las tareas se dividieron en 2 clases: la imaginación motora y el descanso, distribuidas aleatoriamente y de manera uniforme en cada serie. Para la tarea de IM se instruyó al sujeto en imaginar el movimiento de dorsiflexión del pie elegido a máxima contracción voluntaria pero sin movimiento visible, mientras que para la segunda se indicó al sujeto relajarse. Al finalizar cada serie, se actualizó el valor del umbral y se le brindó al usuario un periodo de relajación de entre 10 seg. y 15 seg.

## 2.5. INDICADORES DE DESEMPEÑO

Se estimaron la Sensibilidad y la Especificidad promedios para cada serie y para cada sesión, para cada sujeto. Estas métricas se representaron en el espacio ROC (por "Receiver Operating Characteristic") donde, para cada punto graficado, la abscisa corresponde al promedio de (1-Especificidad) y la ordenada al promedio de la Sensibilidad.

## 2.6. PROCESAMIENTO ESTADÍSTICO

Se realizó una prueba estadística de hipótesis  $t$  pareada para comparar las medias de los promedios de Sensibilidad y de Especificidad entre las series de ambas sesiones y entre sesiones, para valorar la significancia estadística de los cambios observados. Se utilizó el programa para procesamiento estadístico SPSS® v.15, con  $p < 0,05$ .

## 3. RESULTADOS

En la figura 1 puede observarse una fotografía ejemplificativa del uso del Sistema IM-BCI+RV por parte de uno de los voluntarios. El operador brinda las consignas auditivas siguiendo el protocolo de experimentación.

Se analizaron 60 series en total, 30 para cada sesión. Es de destacar que de las 60 series, solo 13 (21%), arrojaron desempeños por al azar; pero ninguno de ellos se observó en la tercera serie de la segunda sesión donde todos los desempeños (100%) fueron muy buenos, superando la activación por azar.

La prueba  $t$  no mostró cambios estadísticamente significativos de la Sensibilidad y la Especificidad entre las series de una misma sesión para todo el grupo de voluntarios.

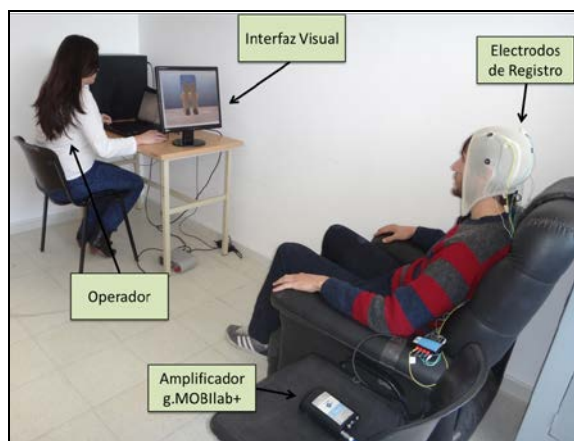


Figura 1: Fotografía que ilustra el uso del Sistema IM-BCI+RV por parte de uno de los voluntarios

En la figura 2 pueden observarse los espacios ROC del desempeño promedio de cada usuario del Sistema durante la primera sesión y durante la segunda sesión, (a) y (b) respectivamente. Es de destacar que los voluntarios EY, AR y YA cuyos desempeños fueron cercanos o por debajo del desempeño por azar, mejoraron notablemente en la segunda sesión.

Del análisis estadístico se observó que no hubo diferencias significativas entre sesiones para todo el grupo de voluntarios, si bien las diferencias existieron para cada uno de ellos.

## 4. DISCUSION Y CONCLUSIONES

El desempeño del Sistema IM-BCI+RV fue evaluado en 2 sesiones de uso, 3 series en cada sesión. Los 10 voluntarios que participaron del estudio, no poseían experiencia previa en BCI. Esto se evidenció en el bajo desempeño que 2 de ellos mostraron en la primera sesión (Figura 2.a), quizás por la ansiedad producida ante una experiencia nueva.

El análisis de los promedios de las métricas de cada sesión y para cada sujeto, mostró que todos los puntos graficados se encontraban por encima de la diagonal en la segunda sesión (Figura 2.b); evidenciando que todos fueron capaces seguir la consigna brindada: lograr una ERD bien localizada durante la tarea de IM y el estado de descanso; y que la BCI pudo clasificar correctamente estos dos distintos estados mentales.

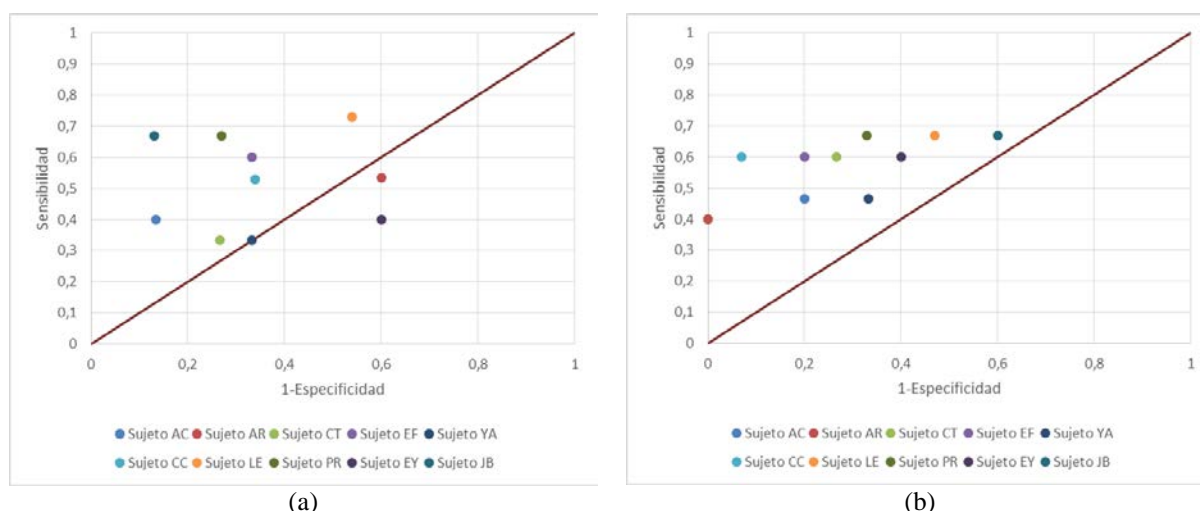


Figura 2: Espacios ROC del desempeño promedio de los sujetos durante las sesiones de uso del Sistema IM-BCI+RV. (a) Primera sesión (b) Segunda sesión. La línea diagonal indica el desempeño por azar

Todos los sujetos, de manera individual, cambiaron su desempeño entre las series de cada sesión. El desempeño por azar fue disminuyendo desde la primera serie hasta la sexta, del 21% al 0% respectivamente. No obstante, estas diferencias no fueron estadísticamente significativas. Esto puede deberse a que la estrategia de actualización del umbral de clasificación después de cada serie fue adecuada ya que la BCI pudo adaptarse al estado mental del voluntario a la vez que exigirle el esfuerzo necesario para favorecer la neuromodulación de los ritmos sensoriomotores.

También se observaron diferencias en el desempeño promedio entre las dos sesiones (Figura 2); pero no fueron estadísticamente significativas, quizás por el hecho que ante el inicio de cada sesión el Sistema IM-BCI+RV fue recalibrado, es decir se identificó la mejor frecuencia de ERD para esa sesión y un nuevo umbral que reflejaba la capacidad de ERD para el voluntario para ese momento. Esta observación coincide con estudios de la dinámica de la ERD en el transcurso del tiempo, en los cuales se observaron cambios similares evidenciados en los mapas topográficos y de características ante el intento de movimiento de las manos de pacientes post-ACV [8] [1].

Del análisis de estos resultados se concluye que es factible controlar el movimiento de dorsiflexión del pie de un avatar virtual con una BCI por imaginación motora; que el desempeño de todo el Sistema depende de la habilidad, de la concentración y del estado mental del usuario para realizar dicha imaginación; que dicho desempeño difiere sesión a sesión y durante la sesión. Son necesarias calibraciones individuales previas al uso cotidiano y/o adaptación del Sistema durante la sesión. Estas

apreciaciones cobran especial interés cuando los usuarios son pacientes con secuelas neurológicas, ya que la capacidad de concentración y otros aspectos cognitivos suelen también verse afectados por la lesión. Por este motivo, los próximos pasos están enfocados a evaluar el desempeño del Sistema IM-BCI+RV mediante su uso por personas con secuelas de ACV.

### Agradecimientos

Este trabajo fue financiado por el Proyecto PIDUNER 6163 de la Universidad Nacional de Entre Ríos, Argentina.

### Referencias

- [1] Antelis, J. M., Montesano, L., Ramos-Murguialday, A., Birbaumer, N., & Minguez, J. (2017). "Decoding Upper Limb Movement Attempt from EEG Measurements of the Contralateral Motor Cortex in Chronic Stroke Patients". *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 64(1), 99-111.
- [2] Carrere, L. C., Tabernig, C. B. (2017). "Motor Imagery BCI System with Visual Feedback: Design and Preliminary Evaluation", *VII Latin American Congress on Biomedical Engineering CLAIB 2016* (pp. 709-712). Springer, Singapore.
- [3] Daly, J. J., Wolpaw, J. R. (2008). "Brain-computer interfaces in neurological rehabilitation", *The Lancet Neurology*, 7(11), 1032-1043.

- [4] Pfurtscheller, G. Mcfarland, D. J. (2012). “BCIs that use sensorimotor rhythms”, *Brain-computer interfaces: principles and practice*, pp. 227–240.
- [5] Ramos-Murguialday, A., Broetz, D., Rea, M., Läer, L., Yilmaz, Ö., Brasil, F. L, Cho, W. (2013). “Brain–machine interface in chronic stroke rehabilitation: a controlled study”. *Annals of neurology*, 74(1), 100-108.
- [6] Schalk, G., Mellinger, J. (2010). A practical guide to brain–computer interfacing with BCI2000: General-purpose software for brain-computer interface research, data acquisition, stimulus presentation, and brain monitoring. Springer Science & Business Media.
- [7] Sigrist, R., Rauter, G., Riener, R., Wolf, P. (2013). “Augmented visual, auditory, haptic, and multimodal feedback in motor learning: a review”, *Psychonomic bulletin & review*, 20(1), 21-53
- [8] Tabernig, C. B., Carrere, L. C., Lopez, C. A., Ballario, C. (2016). “EEG Event-Related Desynchronization of patients with stroke during motor imagery of hand movement”, *Journal of Physics: Conference Series* (Vol. 705, No. 1, p. 01-04). IOP Publishing.





# TERAPIA DE REHABILITACIÓN DE PACIENTES POST ICTUS BASADA EN INTERFACES CEREBRO-COMPUTADORAS Y ESTIMULACION ELECTRICA FUNCIONAL: UN ESTUDIO CLINICO PRELIMINAR

Carolina B. Tabernig<sup>1</sup>, Camila Lopez<sup>2</sup>, Lucía C. Carrere<sup>1</sup> y Carlos H. Ballario<sup>2</sup>

<sup>1</sup> Laboratorio de Ingeniería en Rehabilitación e Investigaciones Neuromusculares y Sensoriales (LIRINS)  
Facultad de Ingeniería, Universidad Nacional de Entre Ríos, Oro Verde, Argentina

<sup>2</sup> Fundación Rosarina de Neuro-rehabilitación, Rosario, Argentina  
[ctabernig@ingenieria.uner.edu.ar](mailto:ctabernig@ingenieria.uner.edu.ar)

## Resumen

*The purpose of the study was to explore the efficacy of a neurorehabilitation therapy based on functional electrical stimulation (FES) controlled by a brain-computer interface (BCI) in stroke patients. Eight severe chronic stroke patients were recruited. The study consisted of a therapeutic intervention which involved the activation of a FES device when the patient achieved mental activity related to a motor cue. The BCI-FES system consisted of the Emotiv-EPOC® BCI system, a block based on Arduino's technology which produced the command signal, and a one-channel FES device for the extensors of the most affected hand. Following a training period with the BCI, 20 treatment sessions were performed. The patients' upper limbs were assessed by the Range of Movement (RoM), the modified Fugl-Meyer Assessment (mFMA) and the modified Ashworth scale (mAsh). The Quality of Movement (QM) and Amount of Use (AS) were evaluated using the modified Motor Activity Log (mMAL), and the Quality of Life using a Visual Analog Scale (VAS). Desynchronization was identified in all screened patients. Significant post-treatment improvement was detected in mFMA ( $t=-3.30$ ;  $p=0.01$ ), QM mMAL ( $t=-8.04$ ;  $p=0.001$ ), AS mMAL ( $t=-12.14$ ;  $p=0.02$ ), VAS scores ( $t=-3.97$ ;  $p=0.04$ ), and mAsh for shoulder abduction ( $t=3.81$ ;  $p=0.007$ ), for wrist ( $t=3.42$ ;  $p=0.001$ ), elbow ( $t=4.9$ ;  $p=0.002$ ) and finger flexion ( $t=3.74$ ;  $p=0.007$ ). Regarding the RoM, improvements were observed for elbow ( $t = -2.68$ ;  $p = 0.03$ ) and wrist flexion ( $t = -2.68$ ;  $p = 0.03$ ). The results suggest that the use of this BCI-FES system could be beneficial in the neurorehabilitation of chronic stroke individuals.*

**Palabras Clave:** Accidente Cerebro Vascular, Ictus, Interfaces Cerebro Computadoras, Estimulación Eléctrica Funcional, Neuro-rehabilitación.

## 1. INTRODUCCION

La parálisis asociada al accidente cerebro vascular (ACV) o ictus se encuentra entre las principales causas de discapacidad en adultos. Aproximadamente el 25% de los hombres y el 20% de las mujeres tendrán un ACV si superan los 85 años de edad, y entre el 25% y 40% de los sobrevivientes desarrollarán importantes secuelas [10]. Si bien existen estrategias de rehabilitación neurológica que colaboran en la recuperación funcional de estos pacientes, es necesario idear nuevas herramientas terapéuticas que aporten al tratamiento.

Las terapias de rehabilitación buscan generar estímulos sensorio-motores a través de la repetición de movimientos y de la incorporación de los mismos a las actividades de la vida diaria; favoreciendo la plasticidad del sistema nervioso central dependiente de la actividad [13]. A su vez, se conoce que el tipo, la forma y la sincronía de la realimentación sensorial afectan ese re-aprendizaje motor [12][20]. Evidencia actual sugiere que el correlato neural que asocia la Imaginación Motora (IM) generada en áreas ipsilesionales con la actividad producida por la realimentación visual y propioceptiva sería un primer mecanismo básico del aprendizaje motor [11].

Una de las terapias de neurorehabilitación que logra la realización de movimientos funcionales repetitivos comandados por el usuario a la vez que genera realimentación propioceptiva y visual es la Estimulación Eléctrica Funcional (FES, Functional Electrical Stimulation). La FES se aplica para la restitución de la funcionalidad perdida de miembros paralizados mediante la activación de un estimulador al momento de la realización de la función motora deseada. En este sentido se han propuesto varias señales para comandar un dispositivo FES, entre las cuales se pueden mencionar las interfaces cerebro

computadoras (BCI, Brain Computer Interface) [1][9].

Una BCI es un dispositivo que registra y procesa señales cerebrales para establecer un canal de comunicación entre un individuo y el medio exterior [2]. Ante el movimiento, el intento o la imaginación de un movimiento (IM) se producen cambios en la actividad cortical que pueden ser detectados mediante electroencefalografía (EEG) [18]

Trabajos recientes reportaron la activación cortical durante la IM y/o el movimiento de los pies en sujetos sanos [5] y de las manos de personas con secuelas de ACV [21]; concluyendo que a pesar del daño en la corteza motora debido al ACV es factible detectar la ERD asociada a la IM del miembro afectado [25]. Asimismo, estudios previos con BCI demostraron que el correcto entrenamiento para generar la desincronización del ritmo electroencefalográfico rolándico ipsilesional en enfermos con ACV mediante IM, podría resultar beneficioso en su rehabilitación [3].

Algunos autores reportaron, en casos aislados, la aplicación exitosa de BCI y FES para controlar el movimiento de prensión de la mano paralizada sugiriendo que esta metodología también podría generar cambios plásticos favorables a nivel cortical [19][17]; pero su empleo con fines terapéuticos en pacientes con secuelas de ACV es escaso. Asimismo, un estudio reciente recomienda que el FES se mantenga activado durante todo el período que dura la IM [22].

En función de esto, en este artículo se presentan los resultados preliminares de un estudio cuyo objetivo fue evaluar los efectos de una terapia de neuro-rehabilitación basada en BCI y en FES para pacientes con secuelas crónicas de ACV isquémico. Se buscó favorecer la neuroplasticidad a través de la activación de la corteza cerebral ante la consigna de IM y la realimentación sensorial producida por la realización del movimiento del miembro superior afectado utilizando FES.

## 2. MATERIAL Y METODOS

El estudio consistió en 20 sesiones durante las cuales se les brindó la consigna de intentar extender su mano pléjica y, cuando se detectaba la actividad cortical relacionada a la IM, se activaba un electroestimulador FES que producía el movimiento buscado.

### 2.1. PACIENTES

Se evaluaron 49 pacientes con ACV isquémico

unilateral desde septiembre 2015 a abril de 2016, de los cuales 8 se incorporaron al estudio. Todos presentaban al menos 1 año de evolución (evolución promedio:  $36,8 \pm 24,2$  meses; 2 femeninos y 6 masculinos; edad promedio:  $61,25 \pm 18,96$  años); con parálisis o marcada debilidad de la flexo-extensión de los dedos de la mano y con debilidad de jerarquía de todo el miembro superior (FMm con puntaje igual o menor a 25). Asimismo, presentaban preservación de las funciones cognitivas necesarias para comprender las consignas de la terapia y el consentimiento informado; indemnidad de la vía visual y mínimo o nulo compromiso de la sensibilidad del miembro afectado. Para asegurar la estabilidad en la evolución del ictus se requirió que presenten una variación del puntaje FMm igual o menor a 2 puntos entre mediciones realizadas 30 días antes y al día del ingreso al tratamiento. Todos manifestaron su consentimiento para la participación del estudio, el cual fue aprobado por el Comité de Ética de la Fundación Rosarina de Neuro-rehabilitación, Rosario, provincia de Santa Fe, Argentina.

Se excluyeron pacientes que presentaban alguna condición psiquiátrica o neurológica además del ACV; síndrome cerebeloso; compromiso de jerarquía del sistema nervioso periférico del miembro afectado; dolor severo; espasticidad grado 3 o superior en la escala de Ashworth modificada (ASm) y/o con altas dosis de medicación que pudieran causar inhibición de la neuroplasticidad.

### 2.2. MATERIALES

Se utilizó el Sistema BCI-FES desarrollado para este estudio. Se trata de un sistema robusto, de rápida colocación y que permite detectar actividad cerebral relacionada a la IM y generar el movimiento por FES. Está constituido por 3 bloques: el primero es la BCI, conformada por electrodos, amplificadores y software de Emotiv Eloc® (Emotiv Systems Inc., San Francisco, USA). El segundo es un módulo basado en tecnología Arduino que interconecta los otros dos bloques; y el tercer bloque es el estimulador FES (Flexicar, Buenos Aires, Argentina) que genera pulsos de estimulación eléctrica cuando la BCI le envía la señal de comando [9]. En la figura 1 se puede observar una fotografía del Sistema siendo empleado por uno de los voluntarios

### 2.3. ENTRENAMIENTO

Previo al inicio de las sesiones de tratamiento tuvo lugar un período de entrenamiento para el aprendizaje de la correcta utilización del Sistema BCI-FES.

## 2.4. TRATAMIENTO

El estudio consistió en 4 sesiones semanales de 60 minutos de duración, durante 5 semanas consecutivas (20 en total). Los pacientes, previamente entrenados en el uso del Sistema, debían cumplir al menos con 18 sesiones y no podían faltar a dos consecutivas. Durante las sesiones, la terapeuta le daba al paciente la misma consigna de “intentar mover su miembro parético” para tomar un vaso que se le mostraba enfrente. Este intento motor era detectado por la BCI y el FES activado. El electrodo activo de estimulación eléctrica se colocó sobre el punto motor de los extensores de muñeca y dedos, y el indiferente de manera distal sobre el mismo músculo.

## 3. EVALUACIÓN

Los pacientes fueron evaluados 30 días antes, el día anterior y el día después de finalizado el tratamiento.

### 3.1. ESCALA DE EVALUACIÓN PRIMARIA

Se utilizó la escala FM para miembro superior (total 66 puntos). Se excluyeron los ítems de coordinación/velocidad (6 puntos). Considerando que los pacientes no serían hábiles para cumplir con esta parte de la prueba por la severa debilidad o parálisis de extensión de los dedos; y de reflejos (6 puntos), ya que esta medición no aportaría sensibilidad ni especificidad a la evaluación, quedando entonces con un total de 54 puntos: escala FMm. Un puntaje mayor indica mejoría en la función evaluada.

### 3.2. ESCALA DE EVALUACIÓN SECUNDARIA

Se utilizó la escala de Ashworth modificada (ASm) para evaluar los cambios de espasticidad de 4 movimientos del miembro afectado: flexión de dedos, de muñeca y de codo y abducción de hombro (puntaje máximo: 20). Un puntaje menor indica mejoría.

Para evaluar la actividad motora desde el punto de vista del paciente, se utilizó la escala MAL (Motor Activity Log) modificada, constituida por dos sub-escalas que puntúan la cantidad de uso (CU) y la calidad de movimiento (CM) del miembro parético en las actividades de la vida diaria [26][27]. El puntaje final es el promedio de la puntuación (entre 0 y 5) obtenida en cada una de las preguntas sobre el total de preguntas respondidas por el paciente. Mayor puntaje indica mejoría.

Los cambios en la calidad de vida de los pacientes fueron evaluados mediante la sub-escala VAS (Visual Analog Scale) de la escala EQoI-5D (Euro Quality of Life) [8][7]. Los puntajes se encuentran

entre 0 y 10. Un puntaje superior implica percepción de mejoría en su calidad de vida, por parte del paciente.

Por último, se registraron los datos de goniometría de la máxima abducción de hombro y de flexión de codo, de muñeca y de los dedos de la mano.

### 3.3. PROCESAMIENTO ESTADÍSTICO

Se realizó una prueba estadística de hipótesis  $t$  pareada para comparar las medias de los puntajes obtenidos al aplicar las escalas de evaluación primaria y secundaria y así valorar la significancia estadística de los cambios observados en el grupo de pacientes antes y después del tratamiento. Se utilizó el programa para procesamiento estadístico SPSS® v.15, con  $p < 0,05$ .

## 4. RESULTADOS

En la figura 1 puede observarse una fotografía ejemplificativa del uso del Sistema BCI-FES por parte de uno de los voluntarios. La terapeuta brinda las consignas auditivas que instan al paciente a tomar el vaso con su mano pléjica.

La prueba  $t$  mostró cambios estadísticamente significativos para los índices FMm antes y después del tratamiento ( $t = -3,30$ ;  $p = 0,013$ ). Igual resultado arrojó para los índices MAL CM ( $t = -8,04$ ;  $p = 0,01$ ), para el MAL CU ( $t = -12,14$ ;  $p = 0,02$ ), para el índice VAS ( $t = -3,97$ ;  $p = 0,04$ ) y para la escala ASm para abducción de hombro ( $t = 3,81$ ;  $p = 0,007$ ), para extensión de muñeca ( $t = 3,42$ ;  $p = 0,001$ ), para codo ( $t = 4,9$ ;  $p = 0,002$ ) y para flexión de dedos ( $t = 3,74$ ;  $p = 0,007$ ).

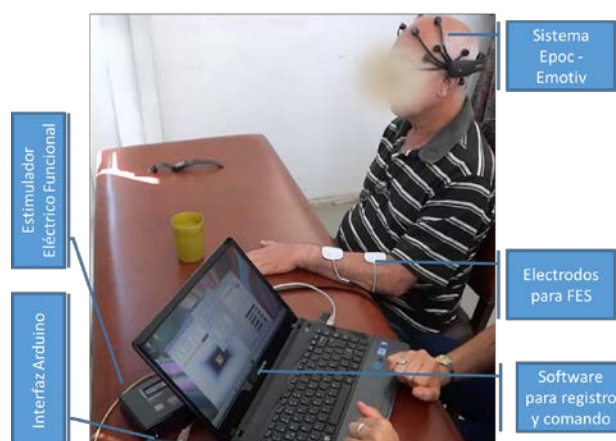


Figura 1: Fotografía que ilustra el uso del Sistema BCI-FES por parte de uno de los voluntarios

Respecto de la goniometría, se observaron mejoras estadísticamente significativas para la flexión de codo ( $t=-2.68$ ;  $p=0.03$ ) y de muñeca ( $t=-2.68$ ;  $p=0.032$ ). Para abducción de hombro y flexión de dedos, las mejoras observadas no fueron estadísticamente significativas.

## 5. DISCUSION

Los resultados obtenidos en este trabajo, reflejados en todas las escalas utilizadas, demuestran una clara mejoría clínica del grupo de pacientes ingresados al estudio, luego del tratamiento. Se remarca el hecho que todos cursaban una etapa crónica de la enfermedad, por lo cual difícilmente podrían atribuirse las mejorías a la evolución natural del ictus. La activación neuronal casi simultánea provocada por la desincronización por la IM detectada por la BCI y por las entradas sensoriales provenientes de la realimentación kinésica, propioceptiva y visual generada por el FES, podría haber facilitado la recuperación funcional quizás por la participación de los haces propioceptivos y visomotores asociada a la realización y a la observación del movimiento de la mano severamente parética del paciente [4][6]. Esta realimentación sensorial reactiva la representación cortical del movimiento en la corteza motora, la cual es reforzada a su vez en el nuevo próximo intento de IM.

Por otro lado, en estos estadios crónicos ya existen modificaciones en las redes neuronales, con cierto desbalance interhemisférico, por el cual el hemisferio sano ha generado inhibiciones sobre áreas perilesionales, gestoras de una mejor recuperación funcional [24]. Tal vez este desbalance, medido en numerosos trabajos como índice de lateralidad a través de resonancia magnética funcional [15][6], condiciona al menos en parte la remodelación pretendida con nuestra intervención. Un estudio en pacientes con ACV de corta evolución podría ayudarnos a responder este enigma; sin embargo, el exigente diseño experimental (doble ciego, grupo placebo, etc) y la mayor muestra necesaria para obtener resultados confiables, lo convierten en una difícil empresa.

## 6. CONCLUSIONES

En este estudio se pudo comprobar la capacidad de desincronización de las neuronas de la corteza motora dañada de los 8 pacientes estudiados. A partir de ello, hemos comprobado que una intervención terapéutica basada en BCI por IM y en FES puede

considerarse como alternativa para la rehabilitación de pacientes con secuelas severas y crónicas de ACV. Nuestros próximos pasos estarán relacionados a la implementación del estudio con nueva y mejor tecnología para BCI, optimización del protocolo, diseño experimental doble ciego y con un grupo de mayor cantidad de pacientes, etc., de manera de responder a las numerosas preguntas que este estudio preliminar ha planteado

### Agradecimientos

Este trabajo fue financiado por la Fundación Rosarina de Neuro-rehabilitación y el Proyecto PIDUNER 6163 de la Universidad Nacional de Entre Ríos, Argentina.

### Referencias

- [1] Arguissain F.G, Giménez D.A, Tabernig C.B. Diseño y Desarrollo de una Interfaz ICC-FES como Herramienta de Rehabilitación Neurológica. Revista argentina de Bioingeniería. 2010 Nov; 16(2): 31-41.
- [2] Birbaumer N. Breaking the silence: Brain-computer interfaces (BCI) for communication and motor control. *Psychophysiology*. 2006; 6: 517-532.
- [3] Birbaumer N, Cohen LG. Brain-computer interfaces: communication and restoration of movement in paralysis. *J Physiol*. 2007; 579(3): 621–636. PubMed PMID: 17234696.
- [4] Buch E.R, Shانهchi A.M, Fourkas A.D, Weber C, Birbaumer N, Cohen L. Parietofrontal integrity determines neural modulation associated with grasping imagery after stroke. *Brain*. 2012; 135: 596–614.
- [5] Carrere C, Tabernig C. Detection of foot motor imagery using the coefficient of determination for neurorehabilitation based on BCI technology. *IFMBE Proceedings*. 2015;49: 944-947. doi: 10.1007/978-3-319-13117-7\_239.
- [6] Cramer SC, Riley JD. Neuroplasticity and brain repair after stroke. *Curr Opin Neurol*. 2008; 21(1): 76–82.
- [7] Giovanni Morone. Proof of Principle of a Brain-Computer Interface Approach to Support Poststroke Arm Rehabilitation in Hospitalized Patients: Design, Acceptability and Usability. 2015; 96: S71-S78. doi:10.1016/j.apmr.2014.05.026.

- [8] Herdmana M, Badiab X, Berra c y S. El EuroQol-5D: una alternativa sencilla para la medición de la calidad de vida relacionada con la salud en atención primaria. *Aten Primaria*. 2001; 28(6): 425-429.
- [9] Jure F.A, Carrere L.C, Gentiletti G.G, Tabernig C.B. BCI-FES system for neuro-rehabilitation of stroke patients. *J PhysConf Ser*. 2016; 705: 012058. doi:10.1088/1742-6596/705/1/012058.
- [10] Langhorne P, Coupar F, Pollock A. Motor recovery after stroke: a systematic review. *Lancet Neurol*. 2009; 8(8): 741–54.
- [11] Legenstein R, Chase SM, Schwartz AB, Maas W. A Reward-Modulated Hebbian Learning Rule Can Explain Experimentally Observed Network Reorganization in a Brain Control Task. *J Neuroscience*. 2010; 30(25): 8400–8410.
- [12] Levin M, Sveistrup H, Subramanian S. Feedback and virtual environments for motor learning and rehabilitation. *Schedae*. 2010; 1: 19-36.
- [13] Malouin F, Richards CL. Mental practice for relearning locomotor skills. *J Acute Care Phys Ther*. 2010; 90: 240-251.
- [14] McFarland D, Miner L, Vaughan T, Wolpaw J. Mu and Beta Rhythm Topographies During Motor Imagery and Actual Movements. *Brain Topogr*. 2000; 12(3).
- [15] Melvyn A. Goodale. Visuomotor control: Where does vision end and action begin?. *Curr Biol*. 1998; 8(14): 489-491. Koralek AC, Jin X, Long JD, et al. Corticostriatal plasticity is necessary for learning intencional neuroprosthetic skills. *Nature*. 2012; 483(7389):331–5.
- [16] Moritz CT, Perlmutter SI, Fetz EE. Direct control of paralysed muscles by cortical Neuros. *Nature*. 2008; (7222): 639–642
- [17] Müller-Putz G, Scherer R, Pfurtscheller G, Rupp R. EEG-based neuroprosthesis control: a step towards clinical practice. *Neurosci Lett*. 2005; 382(1-2): 169-174.
- [18] Pfurtscheller G, Lopes da Silva FH. *Electroencephalography: Basic Principles, Clinical Applications, and Related Fields*. Philadelphia : Lippincott Williams & Wilkins. 2005: 1003–1016.
- [19] Pfurtscheller G, Müller G, Pfurtscheller J, Gerner H, Rupp R. Thought - control of functional electrical stimulation to restore hand grasp in a patient with tetraplegia. *Neurosci Lett*. 2003; 351: 33-36.
- [20] Ramos-Murguialday A, Schürholz M, Caggiano V, et al. Proprioceptive feedback and brain computer interface (BCI) based neuroprostheses. *PLoS ONE*. 2012; 7(10): e47048. PubMed PMID: 23071707.
- [21] Ramos-Murguialday A, Broetz D, et al. Brain-Machine-Interface in Chronic Stroke Rehabilitation: A Controlled Study. *Ann Neurol*. 2013 Jul; 74(1): 100-108.
- [22] Reynolds C, Osuagwu B, Vuckovic A. Influence of motor imagination on cortical activation during functional electrical stimulation. *Clin Neurophysiol*. 2015 jul; 126 (7): 1360–1369.
- [23] Scherer R, Mohapp A, Grieshofer P, Pfurtscheller G, Neuper C. Sensorimotor EEG patterns during motor imagery in hemiparetic stroke patients. *Int J Bioelectromagn*. 2007; 9(3): 155-162.
- [24] Stinear CM, Barber PA, Coxon JP, et al. Priming the motor system enhances the effects of upperlimb therapy in chronic stroke. *Brain*. 2008; 131(5): 1381–90.
- [25] Tabernig C.B, Carrere L.C, Lopez C.A, Ballario C. EEG Event-Related Desynchronization of patients with stroke during motor imagery of hand movement. *J PhysConf Ser*. 2016; 705: 012058. doi:10.1088/1742-6596/705/1/012059.
- [26] Taub, Karen McCulloch, Gitendra Uswatte, David M. Morris. *Motor Activity Log Manual*. The University of Alabama at Birmingham; 2011. Disponible en: [https://www.uab.edu/citherapy/images/pdf\\_files/CIT\\_Training\\_MAL\\_manual.pdf](https://www.uab.edu/citherapy/images/pdf_files/CIT_Training_MAL_manual.pdf).
- [27] Uswatte G, Taub E, Morris D, et al. Reliability and Validity of the Upper-Extremity Motor Activity Log. *Stroke*. 2005; 36: 2493-2496.
- [28] Wang W, et.al. Neural Interface Technology for Rehabilitation: Exploiting and Promoting Neuroplasticity. *Phys Med Rehabi. ClinN Am*. 2010; 21: 157-178



# From Arm Supports to Exercise Devices for People with Duchenne Muscular Dystrophy

Joan Lobo Prat

Biorobotics Lab, University of California, Irvine, USA, [jlobopra@uci.edu](mailto:jlobopra@uci.edu)

## Abstract

*People with Duchenne muscular dystrophy (DMD) can benefit from assistive devices that augment their residual functional abilities. While the function of the legs can be effectively supported with the use of wheelchairs, there are few effective solutions to support the arm function. This extended abstract gives an overview to the arm supports developed for people with DMD in the Flexension A-Gear project. Additionally, to tackle the issues of sedentary in non-ambulatory men with DMD, we present the concept of the GoARM, a novel arm exercise device for electric wheelchair users that will be capable of modulating the exercise level.*

**Key Words:** Duchenne, Assistive Devices, Exercise, EMG control, Force Control, Control Interface

## 1 INTRODUCTION

Duchenne muscular dystrophy (DMD) is the most common inherited muscle disorder, affecting 1 in 5000 live born males, and is characterized by progressive muscle wasting and weakness [1]. Improvements in health care have extended the life expectancy of boys with DMD into adulthood, however they still become wheelchair-bound around their early teens and completely lose their arm function around their late teens [2]. As a result, there is a considerable group of people with DMD living until their 30's with a strong dependency on care and restrictions to participate in social activities [3].

Assistive technology can play an important role in increasing the quality of life for adults with DMD by enabling them to independently perform activities of daily living [4]. The function of legs can be effectively supported with the use of wheelchairs, but there are few effective solutions to support arm function [5].

The first part of this extended abstract will give an overview to the arm supports developed in the Flexension A-Gear project, and the second part will introduce the GoARM, a novel concept of an arm exercise device for people with DMD.

## 2 FLEXTENSION A-GEAR

Commercially available arm supports present three major limitations: (I) they provide insufficient support to the weakest users, (II) their large dimensions and unattractive looks often stigmatize users, and (III) they use control interfaces (i.e. buttons and joysticks) that require sacrificing the use of one hand or other body part.

The aim of the Flexension A-Gear project was to develop body-bound arm supports that could be worn underneath clothing and be able to assist the execution of essential activities of daily living meeting the time-varying needs of individuals with DMD. The development towards the ultimate arm support was divided in two separate functional prototypes: the Passive A-Gear and the Active A-Gear, which are directly related to two levels of assistance.

The Passive A-Gear (Figure 1 left) is intended for individuals with DMD that are still able to perform activities of daily living if the weight of the arms is compensated [6]. The Passive A-Gear, in contrast to the existing arm supports, has a mechanical structure that closely follows the biomechanics of the arm and trunk, uses a novel spring configuration to balance the weight of the arm in every configuration, and has a hip joint incorporated to allow flexion/extension movements of the trunk. The mechanism has five degrees-of-freedom (DOF): one at the hip joint, three at the shoulder joint and one at the elbow. The functional prototype of the passive A-Gear was validated with three boys with DMD using 3D motion analysis and electromyography (EMG) analysis. The results indicated an increased movement performance in terms of reachable range-of-motion and task completion rate when the arms were supported by the Passive A-Gear.

When the support provided by the Passive A-Gear becomes insufficient, the Active A-Gear (Figure 1 middle) provides the extra assistance needed by adults with DMD through motorized joints that react to the intentions of the user [7]. The Active A-Gear is built upon the passive A-Gear. Through the combination of passive and active support, we designed a low-weight (2.5 kg) and close-to-body



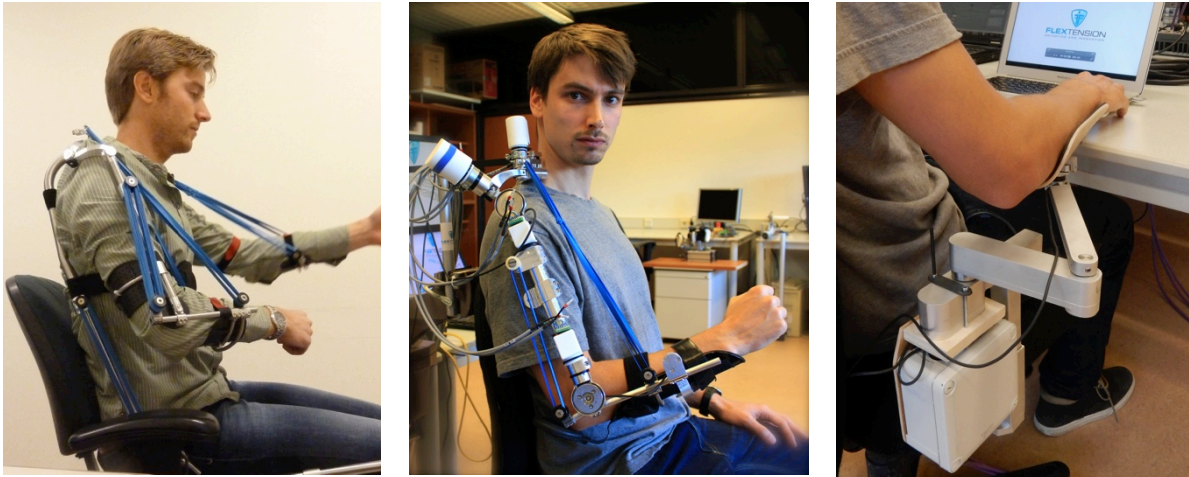


Figure 1. Arm supports developed in the Flextension A-Gear Project. Left) the Passive A-Gear. Middle) the Active A-Gear. Right) The A-Arm (active).

system (max. of 15 cm away from the body) able to support the weight of the arm (3 kg) and apply high endpoint forces (30-60 N). Preliminary performance evaluations of the Active A-Gear with healthy subjects revealed that with some modifications the Active A-Gear would be a suitable platform to test the functional performance and feasibility of a wearable and active support for adults with DMD.

As a parallel strategy, we also developed the A-Arm (Figure 1 Right) device, which is a non-wearable two-DOF active arm support based on a serial two-link mechanism that assists movement in the horizontal plane [8]. The A-Arm becomes inconspicuous by its simplicity and the way it is integrated into the wheelchair. A preliminary pilot evaluation with one adult with DMD (24 years-old) indicated that the assistance provided by the A-Arm enabled him to move the arm in the horizontal plane and perform task like reaching (and using) his mobile phone, laptop or wheelchair joystick – actions that he could not do without the A-Arm. Being able to perform this planar movements was perceived by the subject as a significant increase of autonomy.

A critical component of active arm supports, such as the Active A-Gear or the A-Arm, is the control interface, as is it responsible for the human-machine interaction. We developed force and EMG-based control interfaces and found that both are feasible solutions for the control of active arm support for adults with DMD that have lost their arm function a long time ago [9]. The comparative studies between EMG and force-based control interfaces indicated that, in general, EMG-based control interfaces are better suited for adults with DMD than force-based control interfaces, as they are experienced as less fatiguing. Nevertheless, force-based control

interfaces with active gravity and joint-stiffness compensation can be a better alternative for those cases in which voluntary forces would still be higher than the intrinsic forces of the arms.

### 3 GoARM EXERCISE DEVICE

While wheelchairs are an essential technology to support the mobility of boys with DMD, their continuous use results in an increased level of sedentarism, which leads to a secondary functional deterioration of the musculoskeletal and cardiorespiratory systems, as well as to an accelerated loss of arm function [10].

Recent studies show that dynamic physical training can delay the secondary functional deterioration as a result of disuse, and can help preserve the functional abilities of boys with DMD for a longer period of time [11]. Thus, physical training has important implications for improving the quality of life of boys and men with DMD.

Current international guidelines for boys with DMD generally recommend regular submaximal activities and avoid eccentric or exhausting high-resistance exercises [12]. However, there is no consensus on the specific exercise dose that should be given to boys and men with DMD.

Inspired by the LARA wheelchair [13], we are currently developing the GoARM, a wheelchair-mounted device that will allow boys with DMD to exercise their arms while driving their electric wheelchairs or while playing videogames. This device will be capable of modulating the level of exercise/assistance depending on the user needs as well as recording data related to its usage. If this

device proves to be functional by people with DMD we plan to use it in subsequent research studies to get a better understanding on the effect of training to the preservation of functional abilities in boys and men with DMD.

## 4 DISCUSSION

The Passive and Active A-Gear and the A-Arm tackle the limitations of current arm supports. They can provide support to the weakest users, and have small dimensions that reduce their stigmatizing effect. Moreover, they have control interfaces that use signals implicitly related to the movement intention of the user, which does not require sacrificing the use of any part of the body. All these contributions represent a significant step towards improving arm supports for adults with DMD.

Hopefully these novel concepts of arm supports will be the basis for the development of commercially available active arm supports for people with severe muscular weakness. We think that the assistive devices developed in the Flextension project may also be applicable to other patient groups that present muscular weakness.

### Acknowledgments

The author would like to acknowledge that the work presented in this extended abstract is the result of the joint effort of all the members of the Flextension A-Gear team, including: Arjen Bergsma, Mariska Janssen, Peter Kooren, Gerard Dunning, Bart Koopman, Peter Veltink, Imelda de Groot, Micha Paalman, Arno Stinnen and Just Herder.

The author would also like to acknowledge the support of David Reinkensmeyer for the conceptual design of the GoARM.

The Flextension A-Gear project was supported by the Dutch Technology Foundation STW (project number: 11832), the Duchenne Parent Project, Spieren voor Spieren, Prinses Beatrix Spierfonds, Johanna Kinderfonds and Rotterdams Kinderrevalidatie Fonds Adriaanstichting, Focal Meditech, OIM Orthopedie, Ambroise and InteSpring.

### References

- [1] J. R. Mendell and M. Lloyd-Puryear, "Report of MDA muscle disease symposium on newborn screening for Duchenne muscular dystrophy," *Muscle Nerve*, vol. 48, no. 1, pp. 21–26, Jul. 2013.
- [2] A. E. H. Emery, "The muscular dystrophies," *Lancet*, vol. 359, no. 9307, pp. 687–695, Feb. 2002.
- [3] B. Bartels, R. F. Pangalila, M. P. Bergen, N. A. M. Cobben, H. J. Stam, and M. E. Roebroek, "Upper limb function in adults with Duchenne muscular dystrophy," *J. Rehabil. Med. Off. J. UEMS Eur. Board Phys. Rehabil. Med.*, vol. 43, no. 9, pp. 770–775, Sep. 2011.
- [4] T. Rahman *et al.*, "Design and Testing of a Functional Arm Orthosis in Patients With Neuromuscular Diseases," *IEEE Trans. Neural Syst. Rehabil. Eng.*, vol. 15, no. 2, pp. 244–251, Jun. 2007.
- [5] L. A. V. der Heide, B. van Nijhuijs, A. Bergsma, G. J. Gelderblom, D. J. van der Pijl, and L. P. de Witte, "An overview and categorization of dynamic arm supports for people with decreased arm function," *Prosthet. Orthot. Int.*, vol. 38, no. 4, pp. 287–302, Aug. 2014.
- [6] P. N. Kooren *et al.*, "Design and pilot validation of A-gear: a novel wearable dynamic arm support," *J. NeuroEngineering Rehabil.*, vol. 12, no. 1, p. 83, Sep. 2015.
- [7] P. N. Kooren *et al.*, "Design and control of the Active A-Gear: A wearable 5 DOF arm exoskeleton for adults with Duchenne muscular dystrophy," in *2016 6th IEEE International Conference on Biomedical Robotics and Biomechanics (BioRob)*, 2016, pp. 637–642.
- [8] P. T. C. Straathof *et al.*, "Design and control of the A-Arm: An active planar arm support for adults with Duchenne muscular dystrophy," in *2016 6th IEEE International Conference on Biomedical Robotics and Biomechanics (BioRob)*, 2016, pp. 1242–1247.
- [9] J. Lobo-Prat *et al.*, "Implementation of EMG- and Force-based Control Interfaces in Active Elbow Supports for Men with Duchenne Muscular Dystrophy: a Feasibility Study," *IEEE Trans. Neural Syst. Rehabil. Eng. Publ. IEEE Eng. Med. Biol. Soc.*, Feb. 2016.
- [10] C. M. McDonald, "Physical activity, health impairments, and disability in neuromuscular disease," *Am. J. Phys. Med. Rehabil.*, vol. 81, no. 11, pp. S108–S120, 2002.
- [11] M. Jansen, N. van Alfen, A. C. H. Geurts, and I. J. M. de Groot, "Assisted bicycle training delays functional deterioration in boys with Duchenne muscular dystrophy: the randomized controlled trial 'no use is disuse,'" *Neurorehabil. Neural Repair*, vol. 27, no. 9, pp. 816–827, Dec. 2013.
- [12] K. Bushby *et al.*, "Diagnosis and management of Duchenne muscular dystrophy, part 1: diagnosis, and pharmacological and psychosocial management," *Lancet Neurol.*, vol. 9, no. 1, pp. 77–93, Jan. 2010.
- [13] Y. Sarigul-Klijn *et al.*, "Design and experimental evaluation of yoked hand-clutching for a lever drive chair," *Assist. Technol.*, no. just-accepted, 2017.



# CONTROL DE ROBOTS EN NEUROREHABILITACIÓN. DESDE SENSORES NEURALES A SENSORES PORTABLES

A. Casals<sup>i,ii</sup>, J. Aranda<sup>i</sup>, L.M. Muñoz<sup>i</sup>, M. Vinagre<sup>i</sup>, A.B. Martínez<sup>i</sup>, R. Jané<sup>i,ii</sup> y J. Amat<sup>i</sup>

<sup>i</sup>Centro de Investigación en Ingeniería Biomédica, CREB-UPC.

<sup>ii</sup>Instituto de Bioingeniería de Cataluña. IBEC

## Resumen

*Las interfaces BCI tienen ya un cierto grado de desarrollo en el ámbito del diagnóstico y de la interacción persona-computador, sin embargo su aplicación al control de dispositivos robóticos está todavía muy limitado debido a la dificultad de interpretación dinámica. Es por ello que actualmente el control BCI queda muy limitado a órdenes elementales y para el control de robots la información proporcionada por esta interfaz debe complementarse con otros tipos de sensores y estrategias. Este artículo describe las diferentes líneas de trabajo que se llevan a cabo en control volitivo y cooperativo de robots asistenciales en el grupo de investigación de Robótica Inteligente y Sistemas (GRINS) del Centro de investigación en Ingeniería Biomédica (CREB) de la UPC.*

**Palabras Clave:** Neurorobótica, robot asistencial, robótica en rehabilitación, interacción persona-robot.

## 1 INTRODUCCIÓN

La utilización de robots en rehabilitación motora y cognitiva constituye una herramienta con un gran potencial. Sin embargo, los estudios clínicos que comparan su efectividad respecto al uso de terapias convencionales no son todavía suficientemente concluyentes en todo su campo de aplicación. Aunque la neuroplasticidad permite la recuperación de funciones perdidas cuando se practica la adecuada rehabilitación, también existe el riesgo de degeneración, como por ejemplo la alteración del movimiento, consecuencia de una actividad repetitiva controlada robóticamente sin una adaptación adecuada al usuario. La personalización de la terapia robotizada, así como su adaptación dinámica al estado y evolución del paciente será fundamental.

Las interfaces neurales, que constituyen la forma más natural de comunicación con un robot asistente en rehabilitación, son todavía muy limitativas. Para conseguir una mejor interpretación de la intención y

del estado del usuario para el control de robots en rehabilitación o asistencia, el grupo de investigación GRINS desarrolla varias líneas de trabajo: a) la evaluación del grado de eficiencia conseguido de interfaces BCI persona-máquina a partir de la captación de parámetros como atención, fatiga, estado de excitación/relajación, frustración o frecuencia de parpadeo del usuario, b) estudio de la semejanza entre patrones motores de los miembros superiores, con el objetivo de mejorar la rehabilitación hemiparésica post-ictus tomando como modelo el miembro sano, c) estudio de la relación entre fuerzas de interacción miembro-exoesqueleto y los patrones de activación muscular, d) interpretación de la intención volitiva de movimientos motores básicos mediante sensores portables para el control de prótesis y ortesis, y e) estudio del efecto de la asistencia robótica para el estímulo en la recuperación motora.

En este artículo se describen los desarrollos en control de robots para rehabilitación, utilizando ya sea un brazo robot externo, un rodador o un exoesqueleto, y se analizan las necesidades de sensorización para conseguir la adecuada interacción con el usuario. Asimismo se expondrán los ensayos realizados para la evaluación mediante BCI del rendimiento y eficacia, y la ergonomía, de dispositivos de interfaz en el control de operaciones tipo señalización, trazado y arrastre, utilizando modelos psicomotores, como el de la ley de Fitts.

## 2 REHABILITACIÓN MEDIANTE BRAZOS ROBOT

La rehabilitación ya sea de miembro superior, con el objetivo de asistir en la realización de actividades de la vida diaria, o de miembro inferior, para potenciar la movilidad, puede ser asistida por uno o más brazos robot externos. En esta rehabilitación se actúa sobre una parte concreta de la extremidad, puño o tobillo para el movimiento de brazos o piernas, o sobre antebrazo y pierna si lo que se pretende es realizar ejercicios de flexión-extensión. En esta sección se describen los trabajos realizados utilizando un solo

brazo externo, un robot cooperativo, con un único punto de contacto entre robot y usuario, dejando libres una o más articulaciones anatómicas para una actividad de miembro superior, y el control coordinado de una cinta rodante y dos brazos externos para asistencia a la marcha.

## 2.1 CONTROL DE UN BRAZO EXTERNO

La realización de los movimientos de forma guiada por un robot externo puede realizarse operando como lo hace un fisioterapeuta sujetando la extremidad del paciente por un punto de contacto. Para ello se programará la trayectoria del elemento terminal del robot según el movimiento deseado del punto de fijación con el paciente.

Los diferentes ejercicios de rehabilitación se realizan mediante la programación de diversas trayectorias del efector final del robot situado en el punto de contacto con el paciente. A pesar de los buenos resultados obtenidos en los procesos de rehabilitación con este tipo de dispositivos programados, diversos estudios [2,11] han demostrado que es posible mejorar su potencial gracias a la posibilidad de modificar el ejercicio entre el robot y el paciente mediante la adquisición de información de la interacción entre ellos, como puede ser la relación entre fuerzas aplicadas del robot y el esfuerzo muscular del paciente. Dicha información permite que los ejercicios programados puedan adaptarse a las necesidades reales del paciente. Este comportamiento se ajusta al paradigma de control cooperativo, un tipo de control de aplicación creciente en robótica por su adaptabilidad al entorno y la seguridad que proporciona.

Estos robots siguen actuando bajo este control de trayectoria, pero fijando unas restricciones ligadas a la interacción física con el usuario, adaptándose al grado de contribución del movimiento que el paciente pueda hacer. La medida de la fuerza de interacción será un factor clave para ello, así como el análisis de la respuesta muscular para determinar el nivel de actividad muscular, grado de cansancio, etc.

La fig. 1 muestra la plataforma de experimentación utilizada para el estudio de la interacción persona-robot en un proceso de rehabilitación de movimientos de flexo-extensión de la articulación del codo. Esta información de interacción se obtiene mediante la observación y procesamiento de la relación entre las fuerzas aplicadas en el efector final mediante un sensor de fuerza y la actividad muscular del paciente mediante sensores electromiográficos (EMG), [1].

Asimismo, existen otros tipos de interacción en procesos de rehabilitación que permiten realizar terapias en estadios iniciales a pacientes con

disfunción de movilidad severa. Esto es gracias a la adquisición de señales que no dependen del control neuromuscular pero que interviene en él, como son las señales electroencefalográficas (EEG). Dichas técnicas suponen un gran avance en el campo clínico de la rehabilitación, permitiendo ayudar a potenciar la neuroplasticidad.

Gracias a mejores dispositivos de adquisición EEG, nuevas técnicas de procesamiento de señales como los patrones espaciales comunes (CSP) y técnicas de aprendizaje, como máquinas de soporte vectorial (SVM), es posible extraer características temporales de las señales EEG asociadas a eventos del cerebro, como pueden ser movimientos imaginarios de una extremidad. La fig. 2 muestra una plataforma de experimentación donde se implementa un modelo de actuación controlado por la intención de movimiento del paciente.

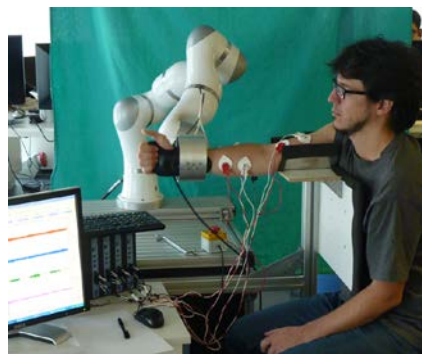


Figura 1: Plataforma de estudio de las fuerzas de interacción persona-robot y su relación con la respuesta muscular mediante señales mioeléctricas.



Figura 2: Ejecución de una acción programada a partir de la interpretación de la intención.

Para un mejor control robótico debe conocerse al máximo la estructura de control de los patrones motores sanos. La dificultad de interpretar la capacidad de actividad muscular ha sido estudiada para el caso de hemiparesia, resultado de un ictus. Para ello, se ha analizado la similitud de comportamiento entre los dos brazos de una misma persona, en contraposición a la similitud entre dos



brazos de personas distintas [12]. El estudio se basa en el análisis de las señales EMG de las que se extraen las sinergias musculares, los vectores sinergia y los coeficientes de activación muscular. El estudio da indicios de que el brazo sano puede tomarse como patrón para la rehabilitación del brazo hemiparésico.

## 2.2 ASISTENCIA A LA MARCHA CON CINTA RODANTE Y BRAZOS ROBOT

Para estudiar la conveniencia o no de poder simplificar la complejidad en mecánica y control de un exoesqueleto, se ha desarrollado una plataforma robótica formada por una cinta rodante y dos brazos robóticos, diseñados específicamente para esta investigación, que generan el movimiento basado en el patrón de la marcha definido previamente, Fig. 3. Se ha realizado un primer estudio de la respuesta en pacientes, niños del Hospital de Sant Joan de Déu, con síndrome polimalformativo con retraso cognitivo, atrofia muscular espinal tipo II, cromosomopatía, parálisis cerebral con hidrocefalia y mielomeningocele, mostrando una respuesta muy diversa en todos ellos, tanto en lo que se refiere a su capacidad de cooperar como en el interés en caminar.

Con esta plataforma desarrollada, se prevé analizar las formas de reacción a la interacción que favorezcan la empatía con la ayuda robótica y en consecuencia la mayor capacidad de rehabilitación.



Figura 3: Rehabilitación de la marcha mediante la asistencia de dos brazos robóticos sobre una cinta rodante.

## 3 ASISTENCIA A LA MARCHA CON UN RODADOR

El control compartido ofrecido por un rodador robotizado desarrollado en el grupo es una estrategia

también usada en la recuperación de la marcha de personas que han sufrido algún tipo de accidente vascular, o de otro tipo, que les afecta la movilidad, y/o a mantener el equilibrio sin ayuda de algún otro dispositivo de apoyo.

El rodador robotizado desarrollado dispone de sensores inerciales, IMU, sensores de fuerzas en las manetas para captar las fuerzas ejercidas por los usuarios y de esta forma inferir la intención y estado. El rodador también dispone de dos motores BLDCM que aplican un par directo a las ruedas traseras pudiéndose compensar la falta de fuerza por alguna extremidad del usuario, así como ser utilizado como medio de guía durante la navegación al realizar un ejercicio.

Así, el control compartido del rodador combina órdenes del usuario y del robot para conseguir un objetivo definido en ejercicios sencillos: 10MWT o 6MWT. El control colaborativo que es aplicado es un caso especial del control compartido en el que los comandos de control de usuario y el robot son mezclados en un único flujo de control de forma continua. Los comandos del robot están focalizados a mejorar la eficiencia y la seguridad, aunque los usuarios deberán poder rechazar esta asistencia cuando su percepción los considere demasiado alterados. Para mejorar la aceptación con el usuario los algoritmos de navegación del robot mimetizan el comportamiento humano cuando es posible, evitando provocar estrés y frustración, lo que afectaría a la eficiencia en la realización del ejercicio.

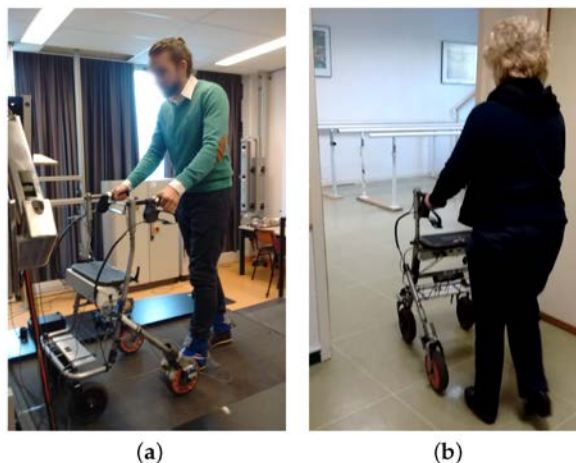


Figura 4: Asistencia a la marcha con rodador

La figura 4a muestra a un voluntario sano con el rodador sobre una cinta, en los talones tiene marcadores ópticos que permitirán inferir el avance de los pies y su elevación, test realizado en Vrije Universiteit Amsterdam (VUA); y la figura 4b un usuario utilizando el rodador robotizado efectuando un ejercicio de rehabilitación de la marcha en el

Hospital Regional Universitario de Málaga (HRU). En ambos casos el uso del rodador ha demostrado su asistencia a la marcha y al equilibrio, y su eficacia como equipo con una gran capacidad de monitorizar los datos de la marcha. La información extraída contribuye al análisis y diagnóstico del progreso del usuario con potencial al estudio tanto de la evolución física como de comportamientos posturales que pueden ser debidos a causas mentales o cognitivas.

#### 4 INCORPORACIÓN Y MARCHA MEDIANTE EXOESQUELETO

La rehabilitación de las extremidades inferiores es fundamental para potenciar la movilidad. Los retos son proporcionar la asistencia adecuada y gestionar la tarea de mantener el equilibrio de la forma menos forzada. La mayoría de los dispositivos robóticos de rehabilitación se centran principalmente en proporcionar ayuda durante la marcha. Sin embargo, hay algunos movimientos previos o capacidades imprescindibles para dar seguridad al usuario antes de progresar hacia la marcha, como la estabilidad del equilibrio en parado (balance) o la incorporación desde la posición de sentado (*sit-to-stand*). Ambas están relacionadas con el control del centro de masas (COM) mientras se realiza una tarea dinámica [8].

La incorporación es uno de los movimientos básicos y parte esencial de las actividades cotidianas. Este movimiento también necesita de un alto rendimiento del usuario, al levantar todo el peso corporal y simultáneamente mantener el equilibrio del cuerpo. La fuerza muscular en la articulación de la rodilla juega un papel clave en este movimiento. La ayuda externa puede ser proporcionada por medio de una ortosis mecánica o mediante estimulación muscular. Ambos sistemas han demostrado ser útiles por separado, sin embargo, la actuación simultánea de un sistema motor acoplado con la estimulación muscular se ha mostrado muy eficiente en la prestación de la asistencia adecuada en el caso de los pacientes parapléjicos [3].

En este trabajo, se presenta y se evalúa un exoesqueleto como herramienta válida para la rehabilitación, con un modelo de control de impedancia variable para la incorporación. Este modelo permite la actuación simultánea del exoesqueleto y la estimulación muscular sin riesgos para el paciente. La adaptación del modelo de control se realiza en tiempo real con una consideración específica a las diferentes etapas de esta tarea.

Aunque la incorporación se considera un ejercicio trivial en la aplicación de la robótica en rehabilitación, es lo suficientemente compleja como

para ser planificada mediante un procedimiento único. Aunque las posiciones inicial y final en esta tarea pueden estar bien establecidas, no puede ser tratada desde una perspectiva de generación de trayectorias con control de posición. Esta solución implicaría un movimiento forzado del paciente. El usuario debe controlar el inicio de la acción, activándolo a voluntad, ya que todo el movimiento requiere del control del equilibrio, involucrando la dinámica de la parte superior del cuerpo.

En este trabajo, se usa una estrategia para asistir como y cuando se necesita (*assist-as-needed*), que varía dinámicamente las variables de amortiguación y rigidez de la ortosis en tiempo real, adaptándose a cada usuario y a cada ejecución. El sistema debe ayudar a los usuarios del exoesqueleto a ponerse en pie, sin ningún conocimiento previo sobre su peso o altura. También se considera la capacidad de abordar la activación paralela de la estimulación eléctrica funcional (FES). El sistema es autoportable, no usando ningún sistema de monitorización externa. Los únicos sensores usados para sincronizar la asistencia son: la posición y velocidad de las articulaciones, las señales EMG de superficie que monitorizan las sinergias musculares, las fuerzas de interacción con la ortosis o los propios pares generados por ésta.

Se han vinculado tres etapas con diferentes estrategias de control asociadas para proporcionar el comportamiento deseado del sistema, figuras 5 y 6:

Etapa 1: Iniciación del usuario - Aquí la estrategia es el control de la admitancia, lo que facilita la iniciación del usuario, escogiendo la posición más cómoda de salida y dando cierta libertad en el movimiento. El movimiento asistido de la articulación se iniciará cuando el paciente intente pasar de la fase de reposo a una posición diferente, indicando la intención del movimiento. Cuando el controlador observa el cambio en las posiciones de la articulación y simultáneamente observa un cambio en el comportamiento neuro-motor, dispara la segunda etapa.

Etapa 2: Transición - Se aplica una estrategia de control de amortiguación basada en el error en la velocidad a partir de la cual se generan las fuerzas asistenciales (o resistivas según el caso) requeridas para alcanzar la posición de equilibrio. La velocidad de referencia se programa específicamente para cada paciente. Cuando el movimiento alcanza la referencia de velocidad constante, el FES puede activarse aplicando un par adicional a la articulación. La acción del FES se trata como una perturbación desde el punto de vista del control [9], pero de hecho, reduce el error en la velocidad y relaja la asistencia proporcionada por el motor de la articulación.

Etapa 3: Equilibrio - En esta etapa, el usuario debe ser guiado a la posición de reposo o final mientras mantiene la estabilidad postural. Desde la posición de llegada de la articulación, ya a baja velocidad, se aplica un control de posición con rigidez variable. La rigidez es inicialmente baja para asegurar una buena transición desde el modo de control previo, pero se incrementa a lo largo del tiempo rápidamente hasta su valor máximo para mantener el sujeto en posición vertical [10].

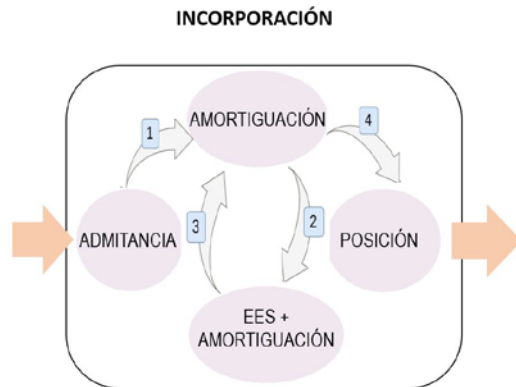


Figura 5. Estrategias de control asociadas a cada etapa usadas en la transición de sentado a erguido (sit-to-stand).

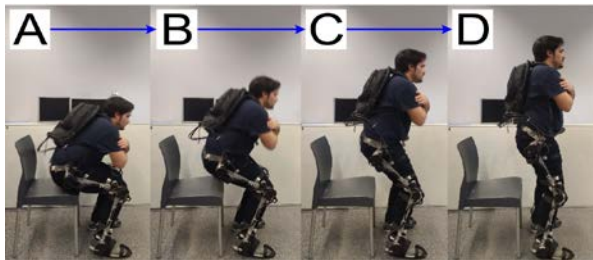


Figure 6. Incorporación efectuada por un sujeto sano con el exoesqueleto

## 5 EVALUACIÓN MEDIANTE BCI DE UNA INTERFAZ PERSONA MÁQUINA

Uno de los aspectos clave en el proceso de integración de dispositivos robotizados tanto corporales, como los exoesqueletos, o aquellos que trabajan de forma colaborativa o teleoperada, es la interfaz que actúa como nexo de unión entre persona y máquina y a través de la cual se realiza la interacción.

Cuando se introduce un nuevo dispositivo interfaz o un nuevo método de interacción persona máquina se hace necesaria su evaluación y el impacto que causa en el rendimiento y eficacia de la persona en la tarea de interacción. Algunos aspectos del rendimiento de

la interacción son objetivamente medibles como la velocidad de ejecución, los tiempos de reacción y los errores o desviaciones. Sin embargo, existen otros parámetros que impactan fuertemente en la eficacia de la interacción así como en la ergonomía de la misma, cuyas medidas no pueden obtenerse directamente de los ensayos, como son la atención requerida, la fatiga o la frustración entre otros [7].

Algunos ensayos, como los propuestos en la norma ISO 9241-9 [6], establecen recomendaciones para evaluar los dispositivos de interfaz en tareas como las de señalización y trazado o arrastre. Estos ensayos son caracterizados utilizando modelos psicómotors como el de la Ley de Fitts, en donde la dificultad de la tarea es cuantificada según la amplitud de los desplazamientos y la precisión de la tarea. El estándar también ofrece recomendaciones para evaluar aspectos subjetivos, en donde se mide cómo la persona percibe la ejecución de la tarea en términos de esfuerzo, precisión, fatiga, confort, etc. Estas medidas se evalúan utilizando un test, con lo que queda supeditado al criterio de cada persona y de cómo esta interpreta cada uno de los parámetros.

Para lograr uniformidad en los criterios y basar la evaluación en medidas obtenidas directamente de la persona, se utilizarán interfaces BCI (Emotiv EPOC) durante el desarrollo de los ensayos que evalúan las interfaces o los métodos de interacción persona-máquina. Algunos de estos dispositivos BCI comerciales proporcionan prestaciones suficientes para obtener algunas de estas medidas (atención, frustración, fatiga, excitación/relajación o frecuencia de parpadeo entre otras) con la ventaja de ser más accesibles y tener menor coste en comparación de sus homólogos utilizados en el campo médico, así como de ser menos invasivos para el usuario y de proporcionar un uso más inmediato sin requerir de una aparatosa instalación o equipamiento. Los ensayos deberán realizarse de forma que se pueda poner en correspondencia la dificultad de la tarea con los parámetros obtenidos del BCI. De esta manera se pueden continuar realizando evaluaciones siguiendo las recomendaciones de los estándares de ergonomía, sustituyendo o complementando los test de evaluación subjetiva por las medidas obtenidas por los BCI.

En el ensayo que se ha preparado se somete a cada participante a la ejecución de una prueba con una interfaz de ordenador con ratón en donde la persona tratará de realizar un conjunto de tareas de diferente grado de dificultad, ver Figura 7. Se trata de pruebas que se determinan en la norma ISO antes mencionada. Por un lado se debe hacer clic con el ratón sobre un objeto de tamaño y distancia que irá cambiando aleatoriamente (experimento de Fitts [5]). Por otro lado deberá seguir el trazado de un camino



cuya longitud y anchura también irá cambiando. De esta forma se tendrá un amplio rango de valores de la dificultad de la tarea perfectamente cuantificables.

En cada prueba se irá captando los valores que devuelve el dispositivo BCI utilizando un entorno abierto de tratamiento de señales EEG (OpenVIBE). La hipótesis de partida es que la medida de la atención está correlacionada con la dificultad de la tarea. El objetivo es determinar esta relación y observar el comportamiento con las otras señales BCI adquiridas.

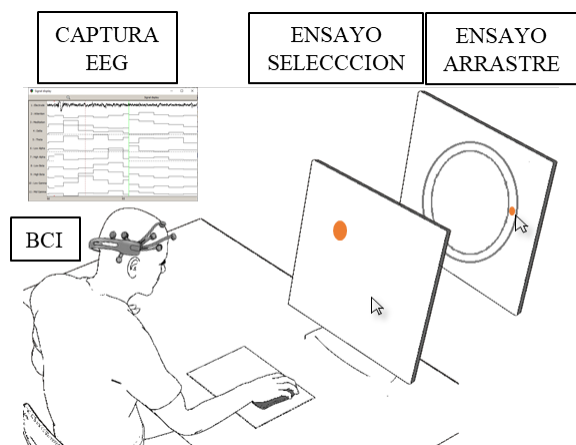


Figura 7. Esquema experimento.

## 5 DISCUSIÓN

Las limitaciones que presentan las interfaces BCI para el control de sistemas robóticos exigen disponer de sensores multimodales para percibir tanto la intención, como la voluntad y el estado del usuario. La información multisensorial permite, mediante la información complementaria y redundante que proporcionan, desencadenar las estrategias de control que se adapten tanto a las necesidades individuales de cada usuario como a su dinámica.

La efectividad de los sistemas robóticos de asistencia en rehabilitación depende en gran medida de la capacidad de interpretación de la voluntad, estado y capacidades del usuario, así como del desarrollo de las estrategias de control que se adapten mejor a cada situación.

### Agradecimientos

Esta investigación se ha lleva a cabo en el marco de los proyectos: HYPER, Consolider CSD2009-00067, MINECO, AURORA, Ref: DPI2015-70415-C2-1-R, MINECO y Recercaixa-2014.

## Referencias

- [1] Amigo, L. E., Fernández, Q., Giralt, X., Casals, A., Amat, J. (2012). Study of Patient-Orthosis Interaction Forces in Rehabilitation Therapies, *IEEE Biorob.*
- [2] Cai, LL, et al. (2006) Implications of assist-as-needed robotic step training after a complete spinal cord injury on intrinsic strategies of motor learning, *JNeurosci*, 26 (41) 10564-10568
- [3] Chang, S. R., et al. (2016) Improving stand-to-sit maneuver for individuals with spinal cord injury, *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, vol. 13, no. 27.
- [5] Fitts, P.M., (1954) The information capacity of the human motor system in controlling the amplitude of movement. *Journal of Experimental Psychology*, 47, 381-391.
- [6] ISO 9241-9, (2000) Ergonomic requirements for office work with visual display terminals, Part nine: Requirements for non-keyboard input devices.
- [7] Munoz, L., (2016) Evaluating the Ergonomics in Interaction with Computers, *Journal of Ergonomics*, vol 6, no 2.
- [8] V. Rajasekaran, J. Aranda , A. Casals and J.L. Pons, (2015) An Adaptive control strategy for postural stability using a wearable exoskeleton, *Robotics and Autonomous Systems*, vol. 73, pp. 16-23.
- [9] V. Rajasekaran, J. Aranda and A. Casals, (2014) Recovering planned trajectories in robotics rehabilitation therapies under the effect of disturbances," *International Journal on System Dynamics and Applications (IJSDA)*, vol. 3, no. 2, pp. 34-49.
- [10] V. Rajasekaran, M. Vinagre and J. Aranda. (2017), Event-based control for Sit-to –Stand transition using a wearable exoskeleton, *International Conference on Rehabilitation Robotics*, in press.
- [11] Sergi, F., Pehliva A.U., Fittle, K., (2015), Effects of assist-as-needed upper extremity robotic therapy after incomplete spinal cord injury: a parallel-group controlled trial, *IEEE Int. Conf. ICORR*
- [12] Urra O, Casals A, Jané R. The impact of visual feedback on the motor control of the upper-limb. In *Proceedings IEEE EMBS Conf, Milan, 2015.*

# Estudio Neurofisiológico sobre los Efectos de la Levodopa en Pacientes con la Enfermedad de Parkinson para su Aplicación a una Estrategia de Neuromodulación basada en Realidad Virtual

J. Ignacio Serrano<sup>a</sup>, M. Dolores del Castillo<sup>a</sup>, Eduardo Rocon<sup>a</sup>, J.P. Romero<sup>b</sup>, Lucía Esteban<sup>b</sup>, M.P. Fernández<sup>b</sup>,

<sup>a</sup>*Neural and Cognitive Engineering Group (gNeC) del Consejo Superior de Investigaciones Científicas (CSIC), 28500 Arganda del Rey, Madrid, Spain*

<sup>b</sup>*Grupo de Neurorehabilitación de la Universidad Francisco de Vitoria, 28223 Pozuelo de Alarcón, Madrid, Spain*

## Resumen

*La enfermedad de Parkinson (EP) se encuentra entre las enfermedades neurológicas más comunes en la tercera edad. El trabajo que aquí se plantea tiene como objetivo el estudio del efecto de la medicación sobre los ritmos del cerebro en enfermos de Parkinson con el fin de generar posteriormente intervenciones terapéuticas de neuromodulación endógena basada en Realidad Virtual que reproduzcan dichos efectos.*

**Palabras Clave:** Neuromodulación, realidad virtual, Enfermedad de Parkinson

## 1 INTRODUCCIÓN

La enfermedad de Parkinson (EP) se encuentra entre las enfermedades neurológicas más comunes en la tercera edad que contribuye significativamente a la morbilidad y mortalidad en este segmento de la población [1]. Se trata de un trastorno crónico degenerativo del cerebro caracterizado por la atrofia de las neuronas dopaminérgicas en la sustancia nigra lo que produce unos síntomas característicos como temblor, rigidez, bradicinesia e inestabilidad postural.

El tratamiento más efectivo es el farmacológico (levodopa) pero el carácter crónico y progresivo de la enfermedad aminora su eficacia a largo plazo [5]. Esta enfermedad suele ir acompañada de trastornos cognitivos que afectan a la atención, la memoria de trabajo, la función ejecutiva y la fluidez verbal algunos de ellos acrecentado por la medicación [7].

El trabajo que aquí se plantea tiene como objetivo el desarrollar intervenciones terapéuticas de rehabilitación basadas en neuromodulación con el fin de reproducir los efectos neurofisiológicos de la medicación en relación con las mejoras funcionales

que ésta produce sobre bradicinesia y la rigidez. Para ello, se propone un estudio de los cambios a que da lugar la medicación sobre la actividad electroencefalográfica en enfermos de Parkinson.

## 2 NEUROMODULACIÓN

Dado que en los pacientes de EP el daño se halla en el Sistema Nervioso Central, las nuevas tendencias de rehabilitación se centran en modificarlo, en base a la plasticidad neuronal, para producir mejoras en el Sistema Periférico [2]. Esta modificación se realiza mediante potenciación o inhibición de la actividad neuronal, generalmente en la corteza, que a medio plazo podrá inducir cambios estructurales [3]. La actividad neuronal puede ser modulada de manera voluntaria por el sujeto, mediante mecanismos internos de pensamiento, generando una neuromodulación endógena, o por estímulos externos, mediante neuromodulación exógena, como pulsos magnéticos o estímulos auditivos [11].

La EP se manifiesta mediante la presencia de una actividad excesivamente sincronizada en la banda de frecuencia beta (13Hz-30Hz) en los ganglios basales así como en la conexión funcional entre ellos y con el tálamo y corteza. Por tanto, las oscilaciones en la banda beta pueden representar un biomarcador electrofisiológico del desorden motor en PD, en concreto, de la bradiquinesia y la rigidez. La medicación dopaminérgica y la estimulación cerebral profunda reducen la actividad anómala en las estructuras de este bucle funcional [6].

La manipulación de esos patrones de activación anómalos por otros medios puede ofrecer una vía alternativa para tratar este desorden motor incapacitante. Una estrategia es la neuromodulación (NFB, NeuroFeedBack en inglés), que permite que el paciente aprenda de manera endógena a manejar determinados parámetros de su actividad neuronal. En [4] se presenta una revisión que evalúa la eficacia terapéutica de la neuromodulación y se analiza la

regulación de diferentes ritmos cerebrales en enfermos de Parkinson capturados en posiciones específicas de la corteza motora.

La neuromodulación que se busca aplicar en este trabajo estará basada en los cambios que produce la medicación en la actividad electroencefalográfica (EEG). Estará basada en escenarios de realidad virtual que serán proyectados a través de unas gafas para proporcionar al paciente una experiencia realista y de mayor inmersión.

### 3 ANÁLISIS DE LOS EFECTOS ELECTROFISIOLÓGICOS DE LA MEDICACIÓN

#### 3.1. MATERIALES Y MÉTODOS

El estudio llevado a cabo ha implicado a 4 pacientes (2 mujeres, 2 hombres, edad media =  $65,75 \pm 6,39$  años) con diagnóstico de enfermedad de Parkinson idiopática y prescripción farmacológica de levodopa. La tabla 1 recoge los datos demográficos y clínicos básicos relevantes a este estudio de cada paciente. El protocolo de medida ha constado de dos partes, una antes de tomar la medicación y otra, una hora después de su ingesta. En ambos casos se ha registrado la actividad EEG de los pacientes en dos tareas: 1) un minuto de reposo y 2) durante 30 segundos juntando y separando sucesivamente los dedos pulgar e índice de cada mano. Esta segunda tarea es utilizada por los clínicos como una métrica de evaluación de la bradicinesia y rigidez motora.

Se han empleado 64 canales (según el sistema internacional 10-20) usando electrodos activos Ag/AgCl (Acticap, Brain Products GmbH, Germany). La señal se amplificó (actiChamp, Brain Products GmbH, Germany) y se muestreó a 512 Hz. Se eliminaron artefactos de la señal EEG continua empleando el método ASR (Artifact Subspace Reconstruction) [8]. A continuación, la señal se filtró en la banda de 4Hz-30Hz con un filtro FIR. Se realizó un análisis de fuentes utilizando el algoritmo sLORETA [10] para ambas tareas, y se analizaron estadísticamente las diferencias pre y post medicación de las fuentes con tests no paramétricos [9] en diferentes bandas de frecuencia.

Tabla 1: Datos demográficos y clínicos de los pacientes.

	Edad	Mano dominante	Hemicuerpo afectado
S1	59	Diestra	Izquierdo
S2	63	Diestro	Derecho
S3	67	Diestro	Izquierdo
S4	74	Diestra	Izquierdo

#### 3.2. RESULTADOS

El alcance de este trabajo es el estudio de los cambios que produce la medicación en el estado de reposo del paciente. Se han analizado los resultados obtenidos mediante sLoreta en las bandas de frecuencia de [4Hz-7Hz], [7Hz-10Hz], [10Hz-13Hz], [13Hz-17Hz], [17Hz-13Hz] y [23Hz-30Hz],

Se han identificado los cambios significativos espaciales en promedio para los cuatro pacientes de la actividad neurofisiológica tras la medicación en diversas bandas de frecuencia. Las figuras 1 hasta 6 presentan esos cambios. Las zonas marcadas en azul presentan una actividad electrofisiológica significativamente menor después de tomar la medicación.

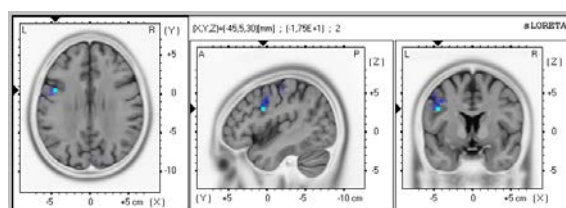


Figura 1. Cambios en la actividad cerebral Theta (4Hz-7Hz) pre y post medicación (post<pre) durante el minuto de reposo en el área de Brodmann 9, giro frontal inferior y lóbulo frontal izquierdo.

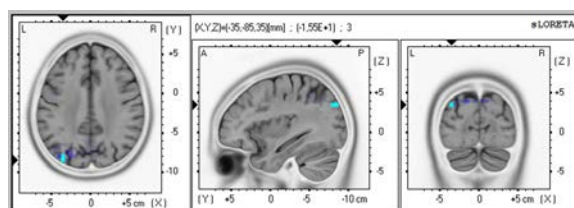


Figura 2. Cambios en la actividad cerebral Low Alpha (7Hz-10Hz) pre y post medicación (post<pre) durante el minuto de reposo en el área de Brodmann 19, precúneo y lóbulo parietal izquierdo.

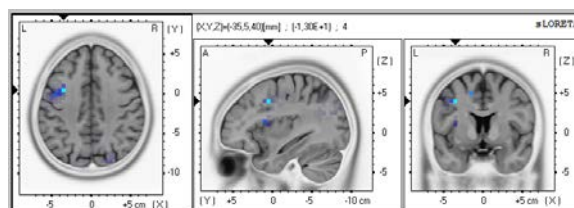


Figura 3. Cambios en la actividad cerebral High Alpha (10Hz-13Hz) pre y post medicación (post<pre) durante el minuto de reposo en el área de Brodmann 9, giro precentral y lóbulo parietal izquierdo.

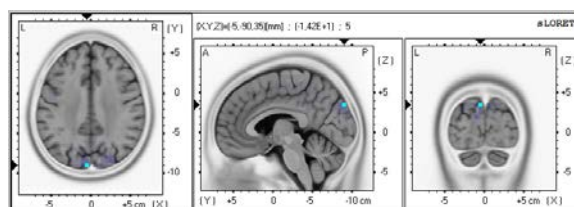


Figura 4. Cambios en la actividad cerebral Low Beta (13Hz-17Hz) pre y post medicación (post<pre) durante el minuto de reposo en el área de Brodmann 19, cúneo y lóbulo occipital izquierdo.

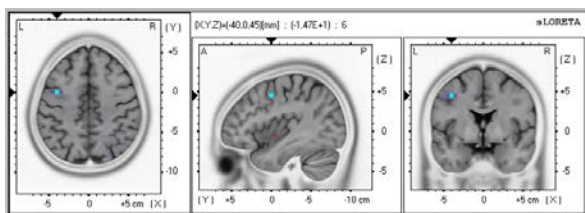


Figura 5. Cambios en la actividad cerebral Mid Beta (17Hz-23Hz) pre y post medicación (post<pre) durante el minuto de reposo en el área de Brodmann 6, giro medio frontal lóbulo frontal izquierdo.

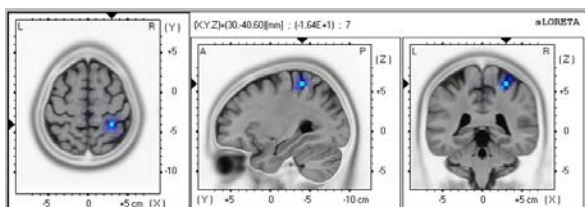


Figura 6. Cambios en la actividad cerebral High Beta (23Hz-30Hz) pre y post medicación (post<pre) durante el minuto de reposo en el área de Brodmann 40, giro postcentral y lóbulo parietal derecho.

Al pie de cada figura se alude a las áreas de Brodmann a las que pertenecen las regiones en las que se detectan diferencias pre y post medicación, en concreto, las áreas 6, 9, 19 y 40. El área 40 está implicada en el agarre guiado visualmente y en el control ejecutivo del comportamiento, entre otras funciones. El área 6 representa las funciones del área premotora. El área 19 tiene entre sus funciones la de discriminación de las posturas de los dedos y el 9 está involucrado en funciones fundamentalmente cognitivas.

## 4 CONCLUSIÓN

En este trabajo se ha presentado un estudio para determinar cómo afecta la medicación antiparkinsoniana a la actividad electrofisiológica de cada paciente. Se han mostrado en promedio los cambios de esta actividad, que corroboran y amplían hallazgos de estudios previos. El objetivo final de este trabajo es el de proponer intervenciones de neuromodulación endógena basadas en realidad virtual que regulen los ritmos capturados en las localizaciones corticales identificados en el estudio previo. Como se desprende de los resultados obtenidos, los ritmos cerebrales estudiados, que se ven afectados por la ingesta de la medicación (desde Theta hasta High Beta), y las zonas corticales implicadas apuntan a unos objetivos susceptibles de neuromodulación más amplios que los típicamente propuestos en otras revisiones sobre neuromodulación en pacientes de Parkinson [4].

## Agradecimientos

Este trabajo ha sido financiado parcialmente por los proyectos NEUROMOD (DPI2015-68664-C4-1-R) y MD (PIE-201650E055).

## Referencias (10 ptos, negrita)

- [1] Bach, J.-P., Ziegler, U., Deuschl, G., Dodel, R. & Doblhammer-Reiter, G., (2011). "Projected numbers of people with movement disorders in the years 2030 and 2050", *Mov. Disord.* 26, pp. 2286–90.
- [2] Belda-Lois, J.-M. et al., (2011) "Rehabilitation of gait after stroke: a review towards a top-down approach", *J. Neuroeng. Rehabil.*, pp.8-66.
- [3] Daly, I., Wolpaw, J.R., (2008). "Brain-computer interfaces in neurological rehabilitation", *Lancet Neurol.* 7, pp.1032-1043.
- [4] Esmail S., Lindem, D., (2014). "Neural Networks and Neurofeedback in Parkinson's Disease", *Neuroregulation* 1(3-4), pp. 240-272.
- [5] Fahn, S., (2006). "A new look at levodopa based on the ELLDOPA study", *J. Neural Transm. Suppl.*, pp. 419–26.
- [6] Gulberti, A., et al., (2015). "Predictive timing functions of cortical beta oscillations are impaired in Parkinson's disease and influenced by L-DOPA and deep brain stimulation of the subthalamic nucleus", *NeuroImage: Clinical* 9, 436-449.
- [7] Litvan, I., et al., (2012). "Diagnostic criteria for mild cognitive impairment in Parkinson's disease: Movement Disorder Society Task Force guidelines", *Mov. Disord.* 27(3), pp. 349–56.
- [8] Mullen, T., Kothe, C., Chi, Y.M., Ojeda, A., Kerth, T., Makeig, S., Cauwenberghs, G., Jung, T.P., (2013). "Real-time modeling and 3D visualization of source dynamics and connectivity using wearable EEG", *Procs. of IEEE EMBS*, pp. 2184-2187.
- [9] Nichols T.E., Holmes A.P., (2002). "Nonparametric permutation tests for functional neuroimaging: a primer with examples", *Human Brain Mapping* 15, pp. 1–25.
- [10] Pascual-Marqui R.D., (2002). "Standardized low resolution brain electromagnetic tomography (sLORETA): technical details", *Methods & Findings in Experimental & Clinical Pharmacology* 24, 5–12.
- [11] Siebner, H. R. et al. (2009), "Consensus paper: combining transcranial stimulation with neuroimaging", *Brain Stimul.* 2, 58–80.