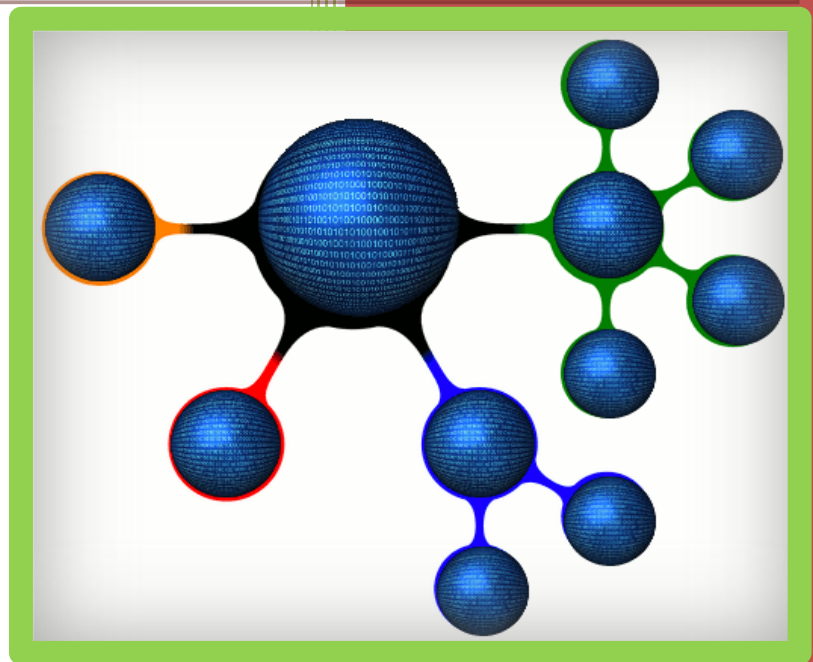


J.I. Serrano Moreno  
M<sup>a</sup> Dolores del Castillo Sobrino  
Eduardo Rocon  
Miguel Ángel López Gordo  
Eva María de la Plaza Hernández  
(Eds.)

# Cognitive Area Networks



Cognitive Area Networks  
vol. 3, n<sup>o</sup> 1, Junio 2016  
© Asociación Nicolo  
([www.nicolo.es](http://www.nicolo.es))  
ISSN: 2341-4243



J.I. Serrano Moreno  
M<sup>a</sup> Dolores del Castillo Sobrino  
Eduardo Rocon  
Miguel Ángel López Gordo  
Eva María de la Plaza Hernández (Eds.)

# Cognitive Area Networks

8<sup>o</sup> Simposio CEA de Bioingeniería 2016  
Interfaces hombre-máquina. Cerebro y periferia un camino  
de ida y vuelta



Madrid, Junio de 2016



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), 2016



## **EDITORES**

J.I. Serrano Moreno.  
Centro de Automática y Robótica (CAR). CSIC

M<sup>a</sup> Dolores del Castillo Sobrino.  
Centro de Automática y Robótica (CAR). CSIC

Eduardo Rocon.  
Centro de Automática y Robótica (CAR). CSIC

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

## **PRÓLOGO**

### **De la Bioingeniería a la Interacción Universal**

La Bioingeniería, aunque es un campo multidisciplinar, comparte en buena medida cuerpo de doctrina con la automática en su sentido clásico al tratar de explicar y mejorar ciertos procesos biológicos, especialmente los humanos, con ayuda de elementos ya sean físicos (sensores, procesadores, actuadores...) o inmateriales (algoritmos, modelos, programas...). De esta forma, en el panorama que aquí contemplamos, desde los primeros años 70, muchos trabajos de los grupos de investigación en el mundo, y en España particularmente, han abordado aspectos que abarcan desde el control de procesos continuos, y más tarde de los de producción por lotes con temas como la fabricación flexible, a la robótica con sus múltiples enfoques y aplicaciones. Los avances logrados en estas áreas y la creciente demanda de sistemas tecnológicos orientados al campo de la salud han determinado la aparición y reorientación de numerosos equipos que actualmente trabajan en la mejora de los diferentes procesos fisiológicos humanos. En estos trabajos se abordan aspectos de ayuda al diagnóstico y a la valoración, de monitorización, de compensación y de rehabilitación de las disfunciones consideradas.

Estos sistemas se encuentran integrados hoy en el área de la Bioingeniería, tal como la entendemos en este Grupo Temático del Comité Español de Automática, grupo que reúne a un buen número de equipos de investigación desde su creación en

León, en el año 2003, en el seno de las XXIV Jornadas de Automática. Dentro de este Grupo Temático y a propósito del Simposio de Bioingeniería que celebramos en esta ocasión, viene al caso indicar que este encuentro, sin adoptar tal denominación, tuvo su primer encuentro en el Instituto de Automática Industrial del CSIC (actualmente CAR/CSIC-UPM), en Arganda del Rey (Madrid) en junio del año 2008. Tras esta edición previa se sucedieron las posteriores ediciones de Elche, en 2009, de Málaga, en 2010, de Palma de Mallorca, en 2011, de Valladolid en 2012, de Zaragoza en 2013, de Granada en 2014, de Málaga en 2015 y esta última de 2016 en Madrid.

El Simposio, establecido como foro anual del Grupo de CEA fue apoyado en sus primeras ediciones por las Redes Temáticas RETADIM y REDINBIO con el ánimo de compartir experiencias y conocimientos entre estas entidades afines, asentándose así como foro estable que reúne cada año a los expertos destacados de estas disciplinas en España con participación igualmente colegas distinguidos del ámbito internacional. En cuanto a los temas tratados se han abordado diversos aspectos de nuestro campo pero principalmente el de la interacción persona-máquina, abordando interfaces muy diferentes y de un modo muy especial los sistemas BCI y de análisis de la actividad eléctrica cerebral.

Este campo de la interacción persona-máquina se abre hoy como una de las claves para la participación social y la integración de las personas con discapacidad o, más propiamente, con diversidad funcional. A esto ha contribuido el uso extendido del computador y de los dispositivos personales como herramienta tanto de acceso a contenidos y al conocimiento global como de comunicación social y de actuación sobre otras máquinas o sistemas específicos capaces de llevar a cabo tareas necesarias para el desarrollo de la actividad humana.

Numerosas patologías (ELA, lesión medular, ACV, parálisis y daño cerebral...) generan deficiencias de diferente naturaleza y grado que afectan negativamente a las habilidades perceptivas, físicas o cognitivas. Estas conllevan limitaciones de las funciones básicas asociadas a la actividad humana de movilidad, manipulación, comunicación, orientación y cognición (Estudio HEART) que restringen seriamente el desarrollo normal en los ámbitos laboral, social y personal en general.

Tal como se ha indicado, el computador se erige como elemento central de apoyo a la persona con deficiencia al facilitarle el desempeño de tareas tan diversas como la elaboración y transmisión de un texto o el control de una prótesis de mano o de una silla de ruedas. Ahora bien, justamente esas limitaciones personales de un amplio sector de la población con discapacidad restringen considerablemente el uso del computador al no poder acceder al mismo mediante los dispositivos convencionales de entrada y salida como son los teclados, ratones y pantallas estándar. Surge así la necesidad de elaborar nuevas interfaces adaptadas a los diferentes tipos de limitaciones funcionales.

El diseño de estas nuevas interfaces alternativas se está llevando a cabo por parte de numerosos grupos de investigación y fabricantes aprovechando todas las posibilidades de expresión humana mediante la adopción de un conjunto de posturas, movimientos y todo tipo de gestos, incluso de estados mentales, en los que cada uno de ellos es asociado a una orden o dato de entrada al computador. Este proceso de asociación es siempre el mismo en esencia; por una parte se trata de captar la expresión voluntaria mediante el sensor correspondiente para extraer, ya en el

mismo computador, los parámetros característicos de cada expresión concreta. De este modo puede identificarse el código específico dentro del conjunto definido en la base de datos previamente almacenada para así generar y ejecutar la acción especificada por el sujeto.

Estas expresiones humanas voluntarias pueden ser de diferente naturaleza (biomecánica, bioeléctrica y bioquímica), pueden ser ejecutadas mediante distintos órganos (extremidades, cabeza, ojos, cerebro...) y ser captadas con diferentes técnicas y clases de sensores (cámaras IR-fotogrametría, inerciales, electrodos...) según el proceso antes indicado. En sentido inverso, esto es, para la presentación de la información al sujeto, igualmente se dispone de ciertas alternativas a la pantalla convencional para los casos de deficientes visuales mediante dispositivos de salida auditiva o de tipo háptico con elementos electrotáctiles, configurando líneas de texto o pseudoimágenes a partir de elementos en distribución matricial. Se abre así todo un mundo de posibilidades para estas personas al poder ejecutar por ejemplo un movimiento de su prótesis imaginando una situación o adoptando un estado mental o bien descargar un texto determinado de internet mediante apuntamientos por orientación de la mirada o de la cabeza.

Por estas consideraciones, se puede afirmar que si bien el computador es hoy una herramienta prácticamente necesaria para el desarrollo de ciertas actividades de una gran parte de la población, el conjunto interfaz-computador lo es aún mucho más para personas con discapacidad al ser en muchos casos el único medio para llevar a cabo de modo independiente o asistido tareas físicas e intelectuales de la vida diaria y de índole social.

Nos encontramos así ante el paradigma de la **Interacción Universal** como el camino y la meta para la ejecución de cualquier tipo de acción por cualquier tipo de persona, independientemente de sus deficiencias, mediante el uso de agentes artificiales que comprenderán esencialmente los elementos de interfaz y computador en su sentido más amplio. La diversidad funcional debe contemplarse no solo como un conjunto de deberes de la sociedad con sus individuos sino como una oportunidad al poder incorporar sus capacidades creativas con el potencial enriquecedor que ello representa para esta misma sociedad.

Ramón Ceres Ruiz

Profesor de Investigación

Instituto Cajal del CSIC

## **ORGANIZACIÓN**

### **Comité organizador**

J.I. Serrano Moreno. Centro de Automática y Robótica (CAR). CSIC

M<sup>a</sup> Dolores del Castillo Sobrino. Centro de Automática y Robótica (CAR). CSIC

Eduardo Rocon. Centro de Automática y Robótica (CAR). CSIC

### **Comité de Coordinación**

Prof. Ramón Ceres (CSIC Instituto Cajal del CSIC)

Dr. Javier P. Turiel (Universidad de Valladolid, Fundación CARTIF)

Prof. Jose María Azorín (Universidad Miguel Hernández de Elche)

Prof. Pere Caminal (Universidad Politécnica de Cataluña)



## TABLA DE CONTENIDOS

NAVEGADOR WEB BCI ASÍNCRONO CONTROLADO MEDIANTE POTENCIALES P300 .....	1
Víctor Martínez-Cagigal <sup>1</sup> , Javier Gomez-Pilar <sup>1</sup> , Daniel Álvarez <sup>1</sup> , Roberto Hornero <sup>1</sup>	
<sup>1</sup> Grupo de Ingeniería Biomédica E.T.S.I. de Telecomunicación, Universidad de Valladolid, España	
PLATAFORMA ROBÓTICA DE TELEPRESENCIA CONTROLADA POR SEÑALES CEREBRALES.....	9
Alan Floriano <sup>1</sup> , Guilherme Baldo <sup>1</sup> , Berthil Longo <sup>2</sup> , Teodiano Freire Bastos <sup>1,2</sup>	
<sup>1</sup> Programa de Postgrado en Ingeniería Eléctrica	
<sup>2</sup> Universidad Federal do Espirito Santo, Vitoria, Brasil	
EVALUACIÓN DE LA SENSACIÓN DE PRESENCIA EN UN AMBIENTE VIRTUAL PARA NEUROREHABILITACIÓN .....	13
Alexandre Pomer-Escher <sup>1</sup> , Flavia A. Loterio <sup>1</sup> , Berthil B. Longo <sup>1</sup> , Gustavo Glasgio <sup>2</sup> , Teodiano Freire Bastos <sup>1,2</sup>	
<sup>1</sup> Programa de Postgrado en Biotecnología, UFES, Vitoria, Brasil	
<sup>2</sup> Programa de Postgrado en Ingeniería Eléctrica, UFES, Vitoria, Brasil	
EXPLORACIÓN DE PATRONES DE EMGs/EEG ORIENTADA AL CONTROL DE EXOESQUELETOS DE EXTREMIDAD INFERIOR .....	19
Ana Cecilia Villa-Parra <sup>1,2</sup> , Denis Delisle-Rodríguez <sup>1,3</sup> , Alberto López-Delis <sup>3</sup> , Teodiano Freire Bastos <sup>1</sup> , Anselmo Frizera-Neto <sup>1</sup>	
<sup>1</sup> Programa de Postgrado en Ingeniería Eléctrica, Universidad Federal de Espírito Santo, UFES, Vitoria, Brasil	
<sup>2</sup> Carrera de Ingeniería Electrónica, Universidad Politécnica Salesiana, UPS, Cuenca, Ecuador	
<sup>3</sup> Centro de Biofísica Médica, Universidad de Oriente, Santiago de Cuba, Cuba	
ESTRATEGIAS DE NAVEGACIÓN PARA EL CONTROL DE UNA SILLA DE RUEDAS A TRAVÉS DE UN SISTEMA BCI .....	27
Ricardo Ron-Angevin <sup>1</sup> , Francisco Velasco-Álvarez <sup>1</sup> , Álvaro Fernández-Rodríguez <sup>1</sup> , Francisco Javier Vizcaíno-Martín <sup>1</sup> , Antonio Díaz-Estrella <sup>1</sup>	
<sup>1</sup> Dpto. Tecnología Electrónica, ETSI Telecomunicación, Universidad de Málaga	
REHABILITACIÓN DE MIEMBROS INFERIORES PARA PACIENTES POST-ICTUS UTILIZANDO KINECT, AMBIENTES VIRTUALES Y EMGs .....	33
Janaína Lyra <sup>1</sup> , Nicolás Valencia <sup>2</sup> , Berthil Longo <sup>1</sup> , Gustavo Glasgio <sup>3</sup> , Teodiano Freire Bastos <sup>1,2</sup>	
<sup>1</sup> Programa de Postgrado de Biotecnología, UFES, Vitoria, Brasil	
<sup>2</sup> Programa de Postgrado de Ingeniería Eléctrica, UFES, Vitoria, Brasil	
<sup>3</sup> Departamento de Ingeniería Eléctrica, UFES, Vitoria, Brasil	
ANÁLISIS DE EMGs EN AMBIENTE DE REALIDAD VIRTUAL PARA REHABILITACIÓN DE MIEMBROS SUPERIORES DE PACIENTES.....	39
Vivianne F Cardoso <sup>1</sup> , Nicolás Valencia <sup>2</sup> , Flavia A Loterio <sup>1</sup> , Anselmo Frizera Neto <sup>2</sup> , Teodiano Freire Bastos <sup>1,2</sup>	
<sup>1</sup> Programa de Postgrado en Biotecnología, Universidad Federal do Espírito Santo, Vitoria, Brasil	
<sup>2</sup> Programa de Postgrado en Ingeniería Eléctrica, Universidad Federal do Espírito Santo, Vitoria, Brasil	
RGBD-BASED SERIOUS GAMES FOR FALL PREVENTION IN ELDERLY PEOPLE .....	45
Ines Ayed <sup>1,2</sup> , Biel Moyà-Alcover <sup>2</sup> , Pau Martínez-Bueso <sup>3</sup> , Javier Varona <sup>2</sup> , Adel Ghazel <sup>1</sup> , Antoni Jaume-i-Capó <sup>2</sup> , Francisco J. Perales López <sup>2</sup>	
<sup>1</sup> GresCom Lab. Ecole Supérieure des Communications de Tunis, Université de Carthage, Tunis.	
<sup>2</sup> Gràfics, Visió i Intel.ligència Artificial. Department de Ciències Matemàtiques i Informàtica. Universitat de les Illes Balears. Spain.	
<sup>3</sup> Grup d'Investigació d'Evidència, Estils de Vida i Salut. Department d'Infermeria i Fisioteràpia. Universitat de les Illes Balears. Spain	

IMPROVEMENTS IN MOTOR CONTROL OF THE CERVICAL SPINE USING REHABILITATION VIDEO-GAMES .....	53
Sergio Lerma Lara, Rafael Raya	
VALIDACIÓN FUNCIONAL DE LA REHABILITACIÓN ROBÓTICA BASADA EN NEUROMODULACIÓN PARA EL INICIO DE LA MARCHA EN PARÁLISIS CEREBRAL: UN CASO DE ESTUDIO.....	57
J. Ignacio Serrano <sup>1</sup> , M. Dolores del Castillo <sup>1</sup> , Eduardo Rocon <sup>1</sup> , Óscar Martínez <sup>1</sup> , Yolanda Escudero <sup>1</sup> , Ignacio Martínez <sup>2</sup> , Sergio Lerma <sup>3</sup>	
<sup>1</sup> Neural and Cognitive Engineering Group (gNec) del Consejo Superior de Investigaciones Científicas (CSIC), Arganda del Rey, España	
<sup>2</sup> Dpto. Cirugía Ortopédica y Traumatología, Hospital Universitario Infantil Niño Jesús, Madrid, España	
<sup>3</sup> Laboratorio de Análisis de la Marcha, Hospital Universitario Infantil Niño Jesús, Madrid, España	
ANÁLISIS OFFLINE DE LA DETECCIÓN DEL INICIO DEL PEDALEO UTILIZANDO DISTINTAS CONFIGURACIONES DE ELECTRODOS MEDIANTE SEÑALES DE EEG.....	63
Marisol Rodríguez-Ugarte <sup>1</sup> , Eduardo Iáñez <sup>1</sup> , Álvaro Costa <sup>1</sup> , José M. Cano <sup>2</sup> , José A. Flores <sup>3</sup> , José M. Azorín <sup>1</sup>	
<sup>1</sup> Brain-Machine Interface Systems Lab, Universidad Miguel Hernández de Elche, Elche, España	
<sup>2</sup> Dpto. de Ingeniería de Sistemas y Automática, Universidad Politécnica de Cartagena, Cartagena, España	
<sup>3</sup> Dpto. de Ingeniería, Universidad Miguel Hernández de Elche, Orihuela, España	
MÓDULOS PLAT-EEG PARA MEDIDAS LAPLACIANAS CON ELECTRODO SECO.....	69
Jesús Minguillón <sup>1</sup> , Christian Morillas <sup>1</sup> , Francisco Pelayo <sup>1</sup> , Santiago Medina <sup>2</sup> , M.A. López-Gordo <sup>2</sup>	
<sup>1</sup> Dpto. de Arquitectura y Tecnología de Computadores, Universidad de Granada	
<sup>2</sup> Dpto. Teoría de la Señal, Telemática y Comunicaciones, Universidad de Granada	
PORTENCIALES EVOCADOS VISUALES EN DISPOSITIVO EEG LOWCOST .....	75
Fabio R. Llorella Costa <sup>1</sup> , Gustavo Patow <sup>1</sup> , José M. Azorín <sup>2</sup>	
<sup>1</sup> ViRVIG-UdG	
<sup>2</sup> BMI System Lab-UMH	
DETECCIÓN DE CAMBIOS EN EL ENTORNO DURANTE LA MARCHA A TRAVÉS DE SEÑALES EEG .....	77
Eduardo Iáñez <sup>1</sup> , Álvaro Costa <sup>1</sup> , Marisol Rodríguez-Ugarte <sup>1</sup> , Andrés Úbeda <sup>1</sup> , José M. Azorín <sup>1</sup>	
<sup>1</sup> Brain-Machine Interface Systems Lab, Universidad Miguel Hernández de Elche, Elche, España	
EVALUACIÓN DEL EFECTO DEL FÁRMACO ALPRAZOLAM MEDIANTE ÍNDICES DE CONECTIVIDAD NO AFECTADOS POR EL VOLUMEN DEL CONDUCTOR.....	83
Joan F. Alonso <sup>1</sup> , Sergio Romero <sup>1</sup> , Miguel A. Mañanas <sup>1</sup>	
<sup>1</sup> Dpto. ESAII, CREB, Universidad Politécnica de Cataluña, Barcelona, España	
NAVEGACIÓN DEL INSTRUMENTAL EN ROBÓTICA QUIRÚRGICA .....	87
Carlos J. Pérez del Pulgar <sup>1</sup> , Isabel García Morales <sup>1</sup> , Víctor F. Muñoz <sup>1</sup>	
<sup>1</sup> Dpto. de Ingeniería de Sistemas y Automática, Universidad de Málaga	
SISTEMA ROBÓTICO HÍBRIDO PARA LA REHABILITACIÓN DEL MIEMBRO SUPERIOR .....	95
Francisco Resquín <sup>1</sup> , Jaime Ibañez <sup>1</sup> , José González-Vargas <sup>1</sup> , Iris Dimbwadyo <sup>2</sup> , Laura Carrasco <sup>2</sup> , Susana Alves <sup>3</sup> , Fernando Brunetti <sup>4</sup> y Jose Luis Pons <sup>1</sup> .	
<sup>1</sup> Grupo de Neuro-Rehabilitación, Consejo Superior de Investigaciones Científicas (CSIC), Avda. Doctor Arce 37, Madrid, España.	
<sup>2</sup> Grupo de Terapia Ocupacional, Centro Superior de Estudios Universitarios, La Salle (UAM), Madrid, España.	
<sup>3</sup> Centro de Referencia Estatal de Atención al Daño Cerebral (CEADAC). Madrid, España.	
<sup>4</sup> Universidad Católica “Nuestra Señora de la Asunción”, Paraguay	

AMBIENTE VIRTUAL BASADO EN KINECT Y SEMG PARA REHABILITACIÓN  
DE MIEMBROS SUPERIORES.....101

Nicolás Valencia<sup>1</sup>, Vivianne Cardoso<sup>2</sup>, Anselmo Frizzera<sup>1</sup>, Teodiano Freire Bastos<sup>1,2</sup>

<sup>1</sup> Programa de Postgrado en Ingeniería Eléctrica, Universidade Federal do Espírito Santo, Av. Fernando Ferrari, 514 29075-910 Vitoria, Brasil

<sup>2</sup> Programa de Postgrado en Biotecnología, Universidade Federal do Espírito Santo, Av. Fernando Ferrari, 514 29075-910 Vitoria, Brasil

# NAVEGADOR WEB BCI ASÍNCRONO CONTROLADO MEDIANTE POTENCIALES P300

Víctor Martínez-Cagigal<sup>1</sup>  
victor.martinez@gib.tel.uva.es

Javier Gomez-Pilar<sup>1</sup>, Daniel Álvarez<sup>1</sup> y Roberto Hornero<sup>1</sup>  
javier.gomez@gib.tel.uva.es, dalvgon@ribera.tel.uva.es, robhor@tel.uva.es

<sup>1</sup>Grupo de Ingeniería Biomédica, E.T.S.I. de Telecomunicación, Universidad de Valladolid, Paseo Belén 15,  
47011, Valladolid, España.

## Resumen

*En este estudio se presenta un navegador web controlado mediante un sistema Brain-Computer Interface (BCI) orientado a personas con grave discapacidad. Se emplean los potenciales evocados P300 del usuario, generados a través de un paradigma odd-ball visual, como señales de control de la aplicación. Hasta donde tenemos conocimiento, todos los navegadores web BCI desarrollados con anterioridad eran aplicaciones síncronas, donde era necesario introducir un modo de lectura para evitar una selección continua de comandos. La aplicación desarrollada supera esta limitación añadiendo un umbral de decisión que detecta la atención del usuario y discrimina entre el deseo de seleccionar un comando o visualizar una web. El navegador se ha evaluado con 5 sujetos de control (SC) y 16 enfermos de esclerosis múltiple (EM), alcanzando precisiones medias del 95,75% para los usuarios SC y 84,14% para los usuarios EM. Los resultados sugieren que la aplicación podría ser adecuada para el uso por parte de personas con grave discapacidad.*

**Palabras Clave:** Brain-Computer Interface (BCI), potenciales evocados P300, electroencefalografía, navegador web, esclerosis múltiple, asincronía.

## 1 INTRODUCCIÓN

Los sistemas Brain-Computer Interface (BCI) son capaces de mejorar la calidad de vida de aquellas personas con discapacidad que sufren dificultades a la hora de comunicarse, estableciendo un sistema de comunicación entre el cerebro y el medio que no emplea los mecanismos normales de los músculos y de los nervios periféricos [8], [9], [17], [18]. Aunque existen multitud de métodos para monitorizar la actividad cerebral, es común utilizar el electroencefalograma (EEG) debido a su bajo coste, facilidad de uso, portabilidad, y naturaleza no invasiva [17], [18].

Los pacientes que sufren esclerosis múltiple (EM) son usuarios potenciales de este tipo de aplicaciones. La EM es considerada la enfermedad autoinmune del sistema nervioso central más común en todo el mundo [19]. Veinte años después del inicio de los primeros síntomas, el 60% de los enfermos pierden movilidad [19]. La enfermedad produce inflamaciones en las vainas de mielina de las neuronas del cerebro y la médula espinal, resultando en un amplio rango de síntomas, dentro de los cuales se incluyen problemas motores, déficits cognitivos y, en ocasiones, problemas psiquiátricos [2].

Los enfermos de EM pueden beneficiarse de esta tecnología para reducir su dependencia. Debido al gran avance de las telecomunicaciones en las últimas décadas, Internet ha causado un profundo efecto en la vida diaria de las personas, convirtiéndose en un medio global de comunicación cotidiano. No obstante, los navegadores web fueron diseñados para controlarse mediante un teclado y un ratón [10]. Por tanto, parece adecuado hacer Internet accesible para aquellas personas cuya capacidad de comunicación queda restringida, con el fin de incrementar su autonomía y mejorar su calidad de vida.

Existen varios estudios que han desarrollado con anterioridad navegadores web BCI con este objetivo. Las primeras aproximaciones [1], [5] utilizaban señales endógenas como señales de control y una estrategia dicotómica para seleccionar los hipervínculos de la web, provocando grandes tiempos de entrenamiento, una navegación lenta y la necesidad de una constante supervisión. Posteriormente, se empezaron a utilizar señales exógenas junto con estrategias de etiquetado de hipervínculos [11] o simulación de un cursor [16], [20], eliminando la supervisión, así como aumentando la velocidad de la navegación. Sin embargo, todas ellas eran aplicaciones síncronas, donde era necesaria la inclusión de tiempos de lectura para evitar una selección continua de



Figura 1. Estructura del navegador web BCI.

comandos no deseados, provocando una navegación limitada e incómoda para el usuario.

El objetivo de este estudio es diseñar, desarrollar y evaluar un navegador web BCI que supere las limitaciones de los navegadores anteriores. Para ello, la aplicación debe ser: (i) rápida, mediante el uso de potenciales P300; (ii) fácil de usar, mediante la implementación de un control intuitivo; (iii) autónoma, evitando la presencia de un supervisor y permitiendo al usuario visitar cualquier página; y (iv) asíncrona, colocando un umbral que determina si el usuario ignora o atiende a la estimulación.

## 2 SUJETOS Y MÉTODOS

### 2.1 POBLACIÓN DE ESTUDIO

Un total de 5 sujetos de control (SC) y 16 enfermos EM reclutados a través del Centro de Referencia Estatal de San Andrés del Rabanedo (León) han formado parte de la población de estudio. Cada uno de los participantes fue informado y preguntado sobre la participación en el estudio, dando su consentimiento para formar parte del mismo.

### 2.2 DESCRIPCIÓN DEL NAVEGADOR WEB

Tal y como se muestra en la Figura 1, la aplicación se compone de tres etapas bien diferenciadas: (i) adquisición de la señal, (ii) procesado EEG, y (iii) navegación web.

#### 2.2.1 Adquisición de la señal

La primera etapa se encarga de registrar el EEG y pre-procesar la señal. Se registraron los electrodos Fz, Cz, Pz, P3, P4, PO7, PO8 y Oz, con tierra en FPz



Figura 2. Matrices de comandos empleadas: (izquierda) navegación, (derecha) teclado.

y referencia en el lóbulo de la oreja derecha. Se empleó un amplificador g.USBamp (g.Tec, Guger Technologies, Austria) con una frecuencia de muestreo de 256 Hz y se aplicó un filtro hardware paso-banda de 0.1 – 60 Hz y un filtro de ranura a 50 Hz para reducir la interferencia de red. También se aplicó un filtro espacial de referencia de media común (*Common Average Reference, CAR*) para reducir el difuminado espacial. Para la adquisición y el pre-procesado de la señal se hizo uso de la plataforma de propósito general BCI2000 [12], [13].

#### 2.2.1 Etapa de procesado EEG

La segunda etapa se encarga de generar los potenciales P300, detectar la intención del usuario y enviar el comando seleccionado en cada momento a la tercera etapa de la aplicación. Para generar dichos potenciales, se emplea un paradigma *odd-ball*, que consiste en presentar un estímulo deseado de forma infrecuente camuflado entre estímulos irrelevantes mucho más frecuentes [4], [18]. Cuando el usuario recibe el estímulo objetivo, se genera un potencial P300 en la parte parietal de su córtex. En este caso, el estímulo es visual: las filas y las columnas de una matriz de comandos se iluminan constantemente de manera aleatoria. Detectando la fila y la columna donde se producen los potenciales podemos determinar cuál es el comando que desea seleccionar el usuario en cada momento. Para experimentar una navegación web libre de restricciones, se requieren multitud de comandos. Por esta razón, se ha optado por dividirlos en dos matrices distintas: la matriz de navegación, orientada a navegar de forma rápida por la web; y la matriz de teclado, orientada a rellenar formularios o redactar texto (ver Figura 2).

Una vez se han iluminado todas las filas y columnas un número determinado de veces, es necesario extraer las características más relevantes de la señal y



Figura 3. Interfaz de usuario: la matriz de comandos se muestra a la derecha de la pantalla y una página de Wikipedia en la parte izquierda. Como se muestra en el *buffer* (a), el usuario ha seleccionado “01” y, por tanto, las selecciones potenciales (b) se marcan en verde, mientras que el resto (c) se mantienen en gris. En esta captura, la primera columna de la matriz está siendo iluminada (d).

detectar cuándo se han producido los potenciales. Concretamente, se ha aplicado una media móvil sobre una ventana de 800 ms a partir del inicio cada estímulo, reduciendo la dimensionalidad de los datos a 16 muestras por estímulo [3], [16]. Posteriormente, se ha empleado un análisis discriminante lineal paso-a-paso (*Step-Wise Linear Discriminant Analysis*, SWLDA) para clasificar cada estímulo según la presencia o ausencia de potencial P300 [3], [6], [7], [14], [15]. Con el fin de determinar si el usuario está atendiendo o no a la estimulación visual, es necesario comparar probabilidad de que se haya producido un potencial P300 con respecto a un umbral  $\tau$  previamente entrenado. Dicha probabilidad viene determinada por el *score* del clasificador, calculado como

$$s_c = \sum_n \mathbf{w} \cdot f_i + b \quad (1)$$

donde  $c$  denota el comando,  $n$  es el número de características relativas al estímulo  $i$ ,  $\mathbf{w}$  es el vector óptimo entrenado para cada usuario y  $b$  es un término constante. El umbral  $\tau$  se calcula de manera *offline* como el umbral óptimo de una curva ROC. Si el *score* del comando seleccionado no supera dicho umbral, el sistema considera que la intensidad del potencial P300 ha sido insuficiente y pide al usuario

volver a seleccionar al comando, en el caso de que así lo desee.

### 2.2.1 Etapa de navegación web

La tercera etapa se encarga de interpretar el comando seleccionado y proveer realimentación al usuario a tiempo real. Como se puede ver en la Figura 3, la matriz de selección de comandos se coloca en la parte derecha de la pantalla, mientras que a la izquierda se muestra el navegador web. Si el usuario desea visitar un hipervínculo, debe seleccionar el comando “TAG”. Una vez seleccionado, el sistema calcula el número de nodos (objetos seleccionables tales como enlaces, botones o formularios) de la web y etiqueta a cada uno de ellos con una codificación única formada por los números 0–5. Por tanto, para visitar el enlace deseado basta con introducir la codificación del nodo a seleccionar [11]. También se inicializa un *buffer* en la parte superior izquierda del navegador que indica los comandos que selecciona el usuario en cada momento, permitiendo solventar un error si es necesario. De manera adicional, se marcan con fondo verde las selecciones en potencia, es decir, aquellos nodos cuya codificación empieza por el código previamente introducido por el usuario, con el fin de facilitar el uso de la aplicación.





Figura 4. Usuarios con esclerosis múltiple evaluando la aplicación de navegación web BCI desarrollada.

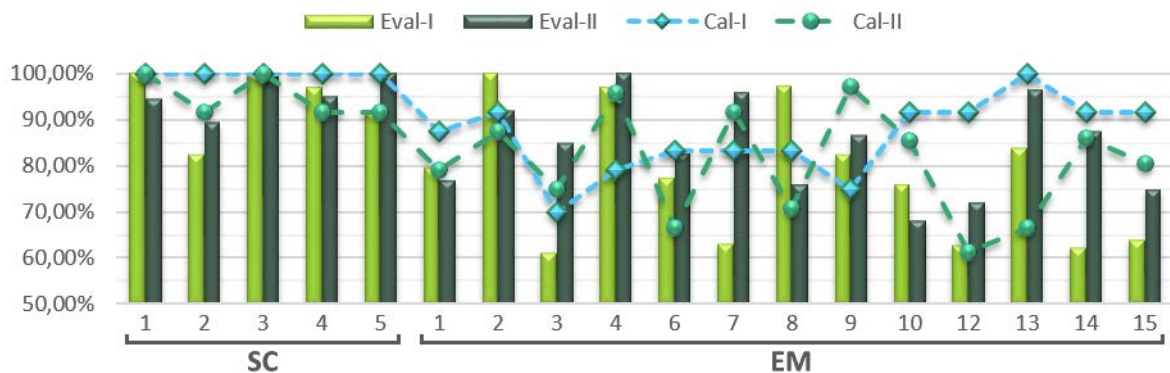


Figura 5. Precisiones alcanzadas en cada sesión de calibración (líneas) y evaluación (barras) para cada usuario.

### 2.3 PROCEDIMIENTO DE EVALUACIÓN

Durante la evaluación de la aplicación, los usuarios estuvieron sentados en una silla cómoda o en su propia silla de ruedas, en frente de una pantalla panorámica que mostraba la interfaz de usuario, tal y como se muestra en la Figura 4. Cada uno de los usuarios realizó cuatro sesiones con el navegador: dos sesiones de calibración (Cal-I y Cal-II) y dos sesiones de evaluación (Eval-I y Eval-II).

Las sesiones de calibración tenían como objetivo entrenar el clasificador, el número de secuencias y el umbral óptimos para cada usuario. Para las dos primeras, se ordenó a los usuarios tratar de escribir 4 palabras (*trials*) compuestas por 6 caracteres (*ítems*) cada una. Posteriormente, se entrenó el clasificador SWLDA y se hallaron los pesos óptimos y el número de secuencias mínimo para alcanzar una precisión perfecta. Para calibrar el umbral, se ordenó a los usuarios ignorar y atender a la matriz de navegación durante 4 *trials* de 6 *ítems*. Una vez recogidas las intensidades de sus P300 para ambas actividades, se calibró el umbral mediante curvas ROC.

Las sesiones de evaluación consistieron en la realización de una serie de tareas con el navegador. En Eval-I se incluyeron 5 tareas distintas sin usar el umbral, mientras que en Eval-II se realizaron 3 tareas con el umbral incluido. Las tareas involucraban la navegación por la página de *Wikipedia*, la selección de un enlace, la búsqueda en *Google*, la publicación de un *tweet*, la respuesta a un e-mail y la lectura de una página web. A la hora de analizar los resultados, se emplearon tanto métricas cuantitativas (número de selecciones, tiempo, precisión) como cualitativas (cuestionarios de satisfacción).

### 3 RESULTADOS

Las precisiones medias obtenidas tanto en las sesiones de calibración como en las sesiones de evaluación aparecen en la Figura 5. Nótese que los usuarios EM 5, 11 y 16 se descartaron de la evaluación por obtener una precisión inferior al 70% en el entrenamiento del clasificador. Los resultados del análisis cualitativo mediante cuestionarios de satisfacción se muestran resumidos en la Figura 6.

## 4 DISCUSIÓN

Tal y como se ha mencionado, tres de los usuarios EM no fueron capaces de superar las sesiones de calibración. Esto se debe a que su respuesta P300 estaba muy atenuada y/o presentaba una latencia muy variable, probablemente a un déficit de atención mientras se realizaba la tarea (contar cuántas veces se ilumina el comando deseado). La precisión de calibración obtenida por los usuarios SC es superior a la obtenida por los usuarios EM para ambas sesiones. Asimismo, el número mínimo de

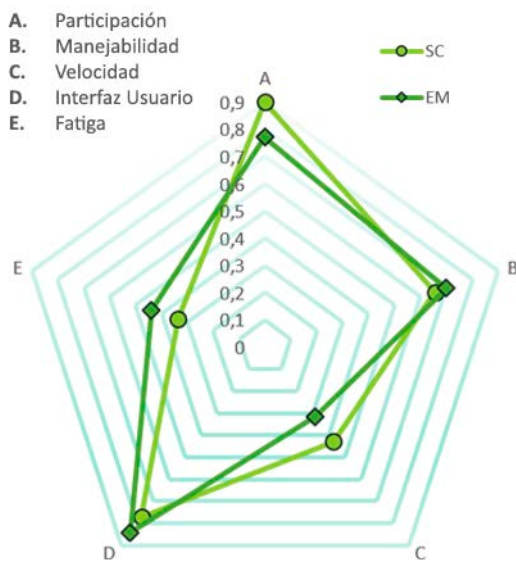


Figura 6. Resultados del análisis cualitativo.

secuencias es inferior para los usuarios SC (SC  $8,90 \pm 2,56$ ; EM  $9,62 \pm 3,52$ ), provocando una mayor velocidad a la hora de utilizar la aplicación.

Aunque todos los usuarios SC pudieron superar las tareas en ambas sesiones de evaluación, no todos los usuarios EM fueron capaces de hacerlo. Con respecto a la primera sesión de evaluación (sin umbral), se observa que los usuarios SC obtuvieron una precisión media superior a los usuarios EM (SC  $94,23\% \pm 7,39\%$ ; EM  $77,46\% \pm 14,24\%$ ). Todos los usuarios SC consiguieron precisiones superiores al 80%, e incluso dos de ellos alcanzaron el 100%. En el caso de los usuarios EM, cinco alcanzaron precisiones superiores al 80%, y uno de ellos consiguió un control perfecto.

Por norma general, en la segunda sesión de evaluación (con umbral) se observa una mejora del rendimiento para toda la población de estudio (SC  $95,75 \pm 4,48\%$ ; EM  $84,14\% \pm 10,08$ ). Además, ocho usuarios EM alcanzaron precisiones superiores al 80%, y uno de ellos alcanzó el 100%. Todos los

usuarios SC volvieron a conseguir superar el 80%, y dos de ellos manejaron perfectamente el navegador. Estos resultados sugieren que la inclusión del umbral aumenta el rendimiento de la aplicación, permitiendo a los usuarios evitar errores de selección cuando la intensidad de sus P300 no es la suficiente.

Con respecto al análisis cualitativo, todos los participantes se mostraron bastante satisfechos con el navegador. El aspecto mejor valorado fue la interfaz de aplicación, debido a su simplicidad y facilidad de uso. No obstante, algunos usuarios manifestaron estar ligeramente de acuerdo con que se encontraban satisfechos por finalizar las sesiones de evaluación. Esto indica que su participación les suponía un esfuerzo que debe tenerse en cuenta a la hora de planificar y diseñar el contenido y duración de las sesiones. También se observa que los usuarios EM demandaron mayor velocidad en la aplicación. Sin embargo, este aspecto está directamente relacionado con la precisión del clasificador en las sesiones de calibración. Un clasificador más robusto podría obtener mayor precisión y disminuir el número mínimo de selecciones necesarias para controlar la aplicación y, por ende, aumentar la velocidad. Esta valoración no se presenta en los usuarios SC, probablemente porque el número de errores cometidos por este grupo fue muy reducido.

Las diferencias obtenidas entre los usuarios SC y EM sugieren que la razón radica en los síntomas de la enfermedad. Se ha observado un rendimiento del clasificador muy variable para los sujetos EM. No obstante, estudios previos indican que los sistemas BCI pueden ser controlados por personas con grave discapacidad, independientemente del grado de discapacidad que presenten [8], [9]. Aun así, la precisión obtenida por los usuarios EM es mayor que la alcanzada por usuarios con esclerosis lateral amiotrófica (ELA) en el resto de estudios [5], [11], [16]. Además, el daño cognitivo que aparece normalmente en los usuarios EM raramente se presenta en los usuarios ELA, puesto que el daño neurológico de éstos últimos se centra principalmente en las neuronas motoras. Por esta razón, se propone evaluar la aplicación con este tipo de personas como línea futura de investigación. Similarmente, las precisiones obtenidas por los usuarios SC son superiores a las indicadas en el resto de estudios [11], [16], [20]. Estos resultados indican que el uso del umbral desarrollado puede ser una contribución útil para futuros sistemas BCI asíncronos, evitando el uso de comandos de lectura y, por ende, proveyéndole al usuario de un control total de la aplicación.



## 4 CONCLUSIONES

Este estudio se ha centrado en diseñar, desarrollar y evaluar un navegador web BCI asíncrono basado en potenciales P300 orientado al uso por parte de personas con grave discapacidad. El sistema procesa la señal EEG del usuario a través de un paradigma *odd-ball* compuesto por dos matrices de selección, que contienen comandos de navegación y teclado. Los comandos seleccionados son enviados a tiempo real al navegador Google Chrome, que los interpreta y ofrece realimentación al usuario.

Las precisiones medias obtenidas por 5 usuarios SC y 16 usuarios EM (95,75% y 84,14%, respectivamente) son superiores a las indicadas en estudios previos. Por tanto, el umbral parece una solución apropiada para desarrollar futuras aplicaciones BCI asíncronas. En conclusión, los resultados indican que los usuarios con grave discapacidad pueden controlar adecuadamente el navegador desarrollado, facilitando su integración social y aumentando su autonomía.

### Agradecimientos

Este estudio ha sido financiado parcialmente mediante el proyecto TEC2014-53196-R del Ministerio de Economía y Competitividad (MINECO) y FEDER. También ha sido financiado parcialmente por el Centro de Referencia Estatal Discapacidad y Dependencia del IMSERSO. V. Martínez-Cagigal se encuentra financiado por un contrato de "Promoción de Empleo Joven e Implantación de la Garantía Juvenil" del MINECO y la Universidad de Valladolid.

### Referencias

- [1] Bensch M., Karim A. A., Mellinger J., Hinterberger T., Tangermann M., Bogdan M., Rosenstiel W., and Birbaumer N., (2007) "Nessi: An EEG-Controlled Web Browser for Severely Paralyzed Patients.," *Comput. Intell. Neurosci.*, vol. 2007, pp. 71863.
- [2] Compston A. and Coles A., (2008) "Multiple sclerosis," *Lancet*, vol. 372, no. 9648, pp. 1502–1517.
- [3] Corralejo R., Nicolás-Alonso L. F., Álvarez D., and Hornero R., (2014) "A P300-based brain-computer interface aimed at operating electronic devices at home for severely disabled people," *Med. Biol. Eng. Comput.*, vol. 52, no. 10, pp. 861–872.
- [4] Farwell L. A. and Donchin E., (1988) "Talking off the top of your head: toward a mental prosthesis utilizing event-related brain potentials," *Electroencephalogr. Clin. Neurophysiol.*, vol. 70, no. 6, pp. 510–523.
- [5] Karim A. A., Hinterberger T., Richter J., Mellinger J., Neumann N., Flor H., Kübler A., and Birbaumer N., (2006) "Neural Internet: Web Surfing with Brain Potentials for the Completely Paralyzed.," *Neurorehabil. Neural Repair*, vol. 20, no. 4, pp. 508–515.
- [6] Krusienski D. J., Sellers E. W., McFarland D. J., Vaughan T. M., and Wolpaw J. R., (2008) "Toward enhanced P300 speller performance," *J. Neurosci. Methods*, vol. 167, no. 1, pp. 15–21.
- [7] Krusienski D. J., Sellers E. W., Cabestaing F., Bayouth S., McFarland D. J., Vaughan T. M., and Wolpaw J. R., (2006) "A comparison of classification techniques for the P300 Speller.," *J. Neural Eng.*, vol. 3, no. 4, pp. 299–305.
- [8] Kübler A. and Birbaumer N., (2008) "Brain-computer interfaces and communication in paralysis: Extinction of goal directed thinking in completely paralysed patients?," *Clin. Neurophysiol.*, vol. 119, no. 11, pp. 2658–2666.
- [9] Kübler A., Nijboer F., and Birbaumer N., (2007) "Brain-Computer Interfaces for communication and motor control — perspectives on clinical application," in *Toward brain-Computer Interfacing*, 1st ed., MA: The MIT Press, pp. 373–391.
- [10] Mankoff J., Dey A., Batra U., and Moore M., (2002) "Web accessibility for low bandwidth input," *Proc. fifth Int. ACM Conf. Assist. Technol.*, no. 9, pp. 17–24.
- [11] Mugler E. M., Ruf C. A., Halder S., Bensch M., and Kübler A., (2010) "Design and implementation of a P300-based brain-computer interface for controlling an internet browser," *IEEE Trans. Neural Syst. Rehabil. Eng.*, vol. 18, no. 6, pp. 599–609.
- [12] Schalk G., McFarland D. J., Hinterberger T., Birbaumer N., and Wolpaw J. R., (2004) "BCI2000: A general-purpose brain-computer interface (BCI) system," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 51, no. 6, pp. 1034–1043.
- [13] Schalk G. and Mellinger J., (2010) *A Practical Guide to Brain-Computer Interfacing with BCI2000*, 1st ed. London: Springer.

- [14] Sellers E. W., Krusienski D. J., McFarland D. J., Vaughan T. M., and Wolpaw J. R., (2006) "A P300 event-related potential brain-computer interface (BCI): the effects of matrix size and inter stimulus interval on performance.," *Biol. Psychol.*, vol. 73, no. 3, pp. 242–52.
- [15] Sellers E. W. and Donchin E., (2006) "A P300-based brain-computer interface: Initial tests by ALS patients," *Clin. Neurophysiol.*, vol. 117, no. 3, pp. 538–548.
- [16] Sirvent Blasco J. L., Iáñez E., Úbeda A., and Azorín J. M., (2012) "Visual evoked potential-based brain-machine interface applications to assist disabled people," *Expert Syst. Appl.*, vol. 39, no. 9, pp. 7908–7918.
- [17] Wolpaw J. R., Birbaumer N., Heetderks W. J., McFarland D. J., Peckham P. H., Schalk G., Donchin E., Quatrano L. A., Robinson C. J., and Vaughan T. M., (2000) "Brain-computer interface technology: a review of the first international meeting," *IEEE Trans. Rehabil. Eng.*, vol. 8, no. 2, pp. 164–173.
- [18] Wolpaw J. R., Birbaumer N., McFarland D. J., G. Pfurtscheller, and Vaughan T. M., (2002) "Brain-computer interfaces for communication and control.," *Clin. Neurophysiol.*, vol. 113, no. 6, pp. 767–91.
- [19] World Health Organization, (2008) "Atlas: Multiple sclerosis resources in the world," *Vasa*.
- [20] Yu T., Li Y., Long J., and Gu Z., (2012) "Surfing the internet with a BCI mouse," *J. Neural Eng.*, vol. 9, no. 3, p. 036012.



# PLATAFORMA ROBÓTICA DE TELEPRESENCIA CONTROLADA POR SEÑALES CEREBRALES

Alan Floriano<sup>1</sup>, Guilherme Baldo<sup>1</sup>, Berthil Longo<sup>2</sup>, Teodiano Freire Bastos<sup>1,2</sup>  
Programa de Postgrado en Ingeniería Eléctrica<sup>1</sup>  
Universidade Federal do Espírito Santo, Vitoria, Brasil  
E-mail: teodiano.bastos@ufes.br

## Resumen

*Este trabajo describe el desarrollo de una Interface Cerebro-Computador (ICC) basada en el paradigma de potenciales evocados visuales de régimen permanente (SSVEP) aplicada al comando de un robot de telepresencia. La interface permite enviar cuatro comandos a través de estímulos visuales producidos con la biblioteca gráfica OpenGL. Los estímulos se muestran en diferentes frecuencias: 5,6 Hz, 6,4 Hz, 6,9 Hz y 8,0 Hz. Todos los voluntarios evaluados en las pruebas han utilizado la ICC en línea, logrando completar sus tareas con tasa de acierto promedio del 85,9%, con tiempo de clasificación de 5,8 s y tasa de transmisión de información (ITR) promedio de 12,37 bits/min y sin utilizar calibración.*

**Palabras Clave:** ICC, SSVEP, Robot de Telepresencia.

## 1 INTRODUCCIÓN

Interfaces Cerebro-Computador (ICCs) son sistemas de comunicación que permiten controlar dispositivos mediante el análisis de patrones detectados en las señales cerebrales [8]. Este tipo de sistemas son muy útiles para personas que tienen algún tipo de discapacidad motora grave, como lesiones cerebrales o de la médula espinal, o enfermedades que limitan o impiden totalmente el uso de los músculos [12].

En las ICCs es preferible utilizar mediciones no invasivas de señales cerebrales, a través de Electroencefalografía (EEG), debido a la facilidad y seguridad de esta técnica [6]. Los patrones de entrada típicos de las ICCs son fenómenos neurofisiológicos específicos, como: sincronización/desincronización relacionada a eventos, potenciales corticales lentos, P300 y potenciales evocados visuales de régimen permanente (SSVEP) [6]. Entre los paradigmas citados, SSVEP tiene características que favorecen su elección para la construcción de las ICCs, puesto que dichos potenciales se observan en la mayoría de la población [1], tienen una alta relación señal/ruido

[3] y requieren poca o ninguna calibración [3, 4, 14]. SSVEP se refiere a la respuesta de la corteza visual del cerebro a estímulos visuales que oscilan a una frecuencia constante, manifestándose como un componente oscilatorio en el electroencefalograma, con la misma frecuencia (y/o sus armónicos) de los estímulos visuales [16].

Las ICCs basadas en SSVEP son prometedoras, ya que pueden promover nuevas formas de comunicación e interacción. Como ejemplo, las ICCs se pueden aplicar en robots de telepresencia [7], puesto que dichos robots permiten una comunicación bidireccional de audio y vídeo a través de Internet, y se pueden controlar para explorar el ambiente [13].

Varias investigaciones se han desarrollado utilizando diferentes paradigmas para el control de robots de telepresencia. Por ejemplo, en [5] se describe un robot de telepresencia controlado por una ICC a través del patrón cerebral P300. Otro estudio [9] utiliza control por imaginación motora, y en [2] el control es por atención espacial.

Este trabajo difiere de los anteriores, presentando una Interface Cerebro-Computador (ICC) no invasiva, que no necesita calibración, y que utiliza el paradigma SSVEP para el comando del robot de telepresencia. La ICC posee cuatro clases y utiliza un computador, tanto para realizar la estimulación visual cuanto para procesar las señales de EEG. La adquisición de señales de EEG se realiza a través de un gorro especialmente desarrollado a partir del dispositivo comercial de bajo coste *Emotiv EPOC* [11].

## 2 MATERIALES Y MÉTODOS

### 2.1 ESTÍMULOS VISUALES

La ICC utiliza una pantalla LCD de 17 pulgadas, con tasa de refresco de 60 Hz, para la generación de los estímulos visuales. Para cada estímulo se muestran patrones gráficos distintos, con diferente frecuencia. Se utilizan frecuencias de 5,6 Hz, 6,4 Hz, 6,9 Hz y 8 Hz para los estímulos visuales, los cuales

corresponden a la dirección de movimiento deseada para el robot: hacia adelante, derecha, izquierda y para atrás. La secuencia de tramas de los patrones, para cada frecuencia específica de estimulación, se calcula de acuerdo con el procedimiento descrito en [15]. El software que produce los estímulos visuales y el vídeo transmitido desde el usuario hacia robot operan la misma pantalla.

## 2.2 ADQUISICIÓN DE LA SEÑAL DE EEG



Figura 1: Gorro desarrollado para capturar señales de EEG.

Para la adquisición de señales de EEG, se ha utilizado un gorro (Figura 1) especialmente desarrollado a partir del dispositivo comercial de bajo coste, *Emotiv EPOC* [11]. Se ha utilizado una frecuencia de muestreo de 128Hz, y se ha utilizado electrodos con solución salina para facilitar la conducción de señales.

Las señales EEG se graban en una memoria compartida con MATLAB, con el fin de extraer sus características para generar los comandos del robot. En este trabajo sólo se ha utilizado el canal de Oz para adquirir las señales, utilizando Cz como referencia, en una configuración bipolar.

## 2.3 EXTRACCIÓN DE CARACTERÍSTICAS Y CLASIFICACIÓN

Las señales EEG se filtran utilizando un filtro paso banda (3-20Hz) de respuesta al impulso finito. Dicho filtrado tiene como objetivo limitar el análisis al rango de interés, definido a partir de la elección de las frecuencias de estimulación, con la finalidad de eliminar el ruido, tanto de origen fisiológico cuanto eléctrico [10].

Para la detección de SSVEP, se ha utilizado el método de Análisis de Correlación Canónica (*Canonical Correlation Analysis – CCA*) para encontrar el máximo de correlación entre la combinación lineal de las señales de EEG y las referencias sinusoidales asociadas con cada estímulo [3]. Para la clasificación de la señal, los coeficientes representan las correlaciones entre las señales de EEG, y las referencias sinusoidales se comparan, con el fin de seleccionar el comando asociado con la

referencia sinusoidal que genera la correlación más alta.

## 2.4 ROBOT DE TELEPRESENCIA Y AMBIENTE VIRTUAL

El robot de telepresencia (Figura 2) se ha construido en UFES/Brasil, utilizando como base el robot *Pioneer 3DX*. El robot posee dos ruedas motrices con codificadores diferenciales, sensor láser (LMS-200 SICK) y sensores de ultrasonidos (para detección de obstáculos), además de un microcontrolador y un ordenador incorporado. En dicha plataforma se ha construido una estructura para alojar una Tablet, y baterías para alimentar el sensor láser.

Además, se ha construido un ambiente virtual (AV) utilizando el programa Unity3D, con la finalidad de simular el uso del robot por un avatar, replicando tanto la estructura del robot cuanto el ambiente de una casa. La Figura 2 muestra los robots de telepresencia virtual y real construidos.



Figura 2: Robot de telepresencia virtual (izquierda) y real (derecha), denominado TRON (*Telepresence Robotic Navigation*), de UFES/Brasil.

La imagen que se presenta al usuario viene de una cámara ubicada exactamente en la misma posición que la cámara utilizada en el robot real, presentando así el mismo campo de visión para que la simulación sea lo más fiel posible a la realidad.

## 2.5 PROTOCOLO EXPERIMENTAL

El desempeño de la ICC en funcionamiento se ha evaluado a partir de las tareas realizadas por voluntarios sanos. Las tareas han sido básicamente de navegación del robot en el ambiente virtual y real. Para el voluntario, el protocolo experimental solicita que mire uno de los cuatro estímulos dispuestos en la pantalla, los cuales están asociados con comandos de movimiento para el robot (Figura 3).



Figura 3: Realización de experimento para evaluar la ICC, donde se muestran los cuatro estímulos ubicados en la pantalla y el robot remoto.

Los comandos se traducen en los siguientes comportamientos del robot: avanzar, mover hacia atrás, giro a la derecha y giro a la izquierda. Durante la adquisición de las señales de EEG, los voluntarios deben mantener la atención en los estímulos visuales asociados con el comando deseado. Enseguida ocurre el procesamiento de las señales de EEG y la clasificación para generar el comando que se envía al robot. Tras la ejecución de los comandos de movimiento del robot, este se detiene y espera nuevo comando.

En el ambiente virtual, el comando se envía utilizando el concepto de memoria compartida entre el entorno de ejecución Unity3D y el MATLAB, que se lleva a cabo tras el procesamiento de las señales de EEG. Para el robot real, se desarrollaron dos programas en C++ (servidor y cliente), los cuales se comunican a través del Protocolo de Control de Transmisión (*Transmission Control Protocol - TCP*) y se ejecutan tanto en el robot cuanto en el ordenador del usuario.

Durante las pruebas con el ambiente virtual, se pidió a los voluntarios para comandar el robot para moverse a través de los puntos A, B, C, D, E, F y A, alcanzando todas las habitaciones de la casa (Figura 4). Este protocolo se ha realizado con tres voluntarios.

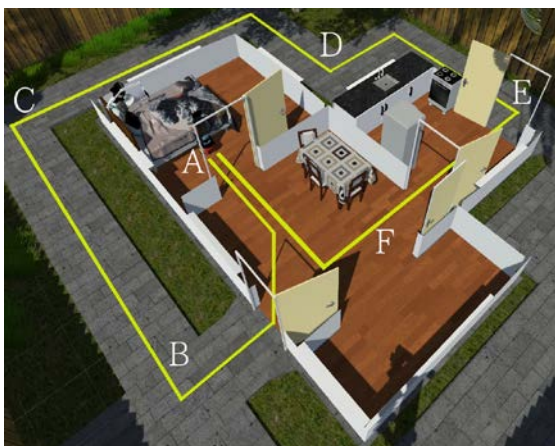


Figura 5: Tarea realizada en un ambiente virtual para evaluar el sistema.

En la evaluación utilizando el robot real, el voluntario debe ordenar al robot para moverse en el laboratorio a las zonas demarcadas (Figura 6). Dos tareas se han propuesto (A y B). En la tarea A, el voluntario debe comandar el robot para pasar a través de las zonas 1, 2, 3, 4 y 1. En tarea B, el usuario debe comandar el robot a través de las zonas 1, 3, 2, 4 y 1. Este protocolo se ha realizado con dos voluntarios.

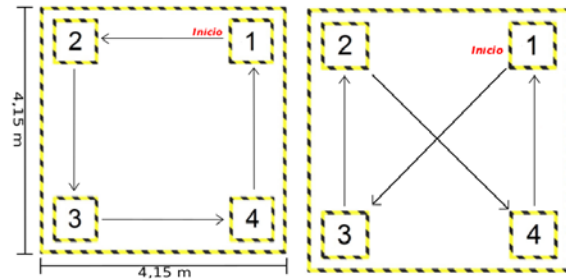


Figura 6: Tareas A (izquierda) y B (derecha) utilizadas para evaluar la ICC con el robot real.

Los criterios de evaluación utilizados han sido la tasa de aciertos, el tiempo de clasificación y la tasa de transferencia de información (*Information Transfer Rate - ITR*). La tasa de acierto es la relación entre el número de comandos correctamente realizados por el voluntario y la cantidad total de órdenes realizada. El tiempo de clasificación es el tiempo requerido para clasificar las señales capturadas para cada comando de usuario, y la ITR es el número de bits de información por minuto, transmitiendo por la ICC.

### 3 RESULTADOS Y DISCUSIÓN

La Tabla 1 muestra los resultados obtenidos por los voluntarios para llevar a cabo el protocolo utilizando el ambiente virtual.

Tabela 1: Resultado del protocolo usando el ambiente virtual.

Voluntario	Acierto (%)	Tiempo de clasificación (s)	ITR (bits/min)
1	81,1	6,0	10,0
2	87,9	5,6	13,7
3	92,4	5,6	16,0
Promedio	87,1	5,7	13,2
Desviación estándar	5,7	0,2	3,0

La Tabla 2 muestra los resultados obtenidos por los voluntarios en el protocolo usando el robot real en el laboratorio.

Tabla 2: Resultado del protocolo usando el robot real.

Voluntario /Tarea	Acierto (%)	Tiempo de clasificación (s)	ITR (bits/min)
1/A	87,5	6,1	12,4
2/A	86,5	5,6	13,0
1/B	82,0	5,7	10,9
2/B	84,0	6,3	10,6
Promedio	85,0	5,9	11,7
Desviación estándar	2,5	0,3	1,2

Los resultados de los protocolos realizados han presentado tasa de acierto promedio del 85,9%, tiempo de clasificación de 5,8 s e ITR promedio de 12,37 bits/min.

Todos los voluntarios han sido capaces de realizar todas las pruebas, sin colisiones, destacando la robustez del sistema. Además, los resultados obtenidos han tenido desviaciones estándar bajas, lo que indica la obtención de resultados similares entre los voluntarios. Como trabajo futuro, será desarrollado un sistema que se pueda conectar y desconectar por el propio usuario, utilizando otro paradigma (patrones ERD/ERS), con el fin de eliminar el problema de fatiga visual.

#### Agradecimientos

Los autores agradecen a UFES/Brasil por el apoyo técnico, y CAPES y CNPq/Brasil por el apoyo financiero.

#### Referencias

[1] Amiri, S., Rabbi, A., Azinfar, L., & Fazel-Rezai, R. (2013). A review of P300, SSVEP, and hybrid P300/SSVEP brain-computer interface systems. *Brain-Computer Interface Systems—Recent Progress and Future Prospects*.

[2] Andersson, P., Pluim, J. P., Viergever, M. A., & Ramsey, N. F. (2013). Navigation of a telepresence robot via covert visuospatial attention and real-time fMRI. *Brain topography*, 26(1), 177-185.

[3] Bin, G., Gao, X., Yan, Z., Hong, B., & Gao, S. (2009). An online multi-channel SSVEP-based brain-computer interface using a canonical correlation analysis method. *Journal of neural engineering*, 6(4), 046002.

[4] Cheng, M., Gao, X., Gao, S., & Xu, D. (2002). Design and implementation of a brain-computer interface with high transfer rates. *Biomedical Engineering, IEEE Transactions on*, 49(10), 1181-1186.

[5] Escolano, C., Antelis, J. M., & Minguez, J. (2012). A telepresence mobile robot controlled with a noninvasive brain-computer interface. *Systems, Man, and Cybernetics, Part B: Cybernetics, IEEE Transactions on*, 42(3), 793-804.

[6] He, Bin, et al (2013). Brain-computer interfaces. *Neural Engineering*. Springer US, pp. 87-151.

[7] Millán, J. D. R., Rupp, R., Mueller-Putz, G., Murray-Smith, R., Giugliemma, C., Tangermann, M. & Neuper, C. (2010). Combining brain-computer interfaces and assistive technologies: state-of-the-art and challenges. *Frontiers in neuroscience*, 4, 161.

[8] Nicolas-Alonso, L. F., & Gomez-Gil, J. (2012). Brain computer interfaces, a review. *Sensors*, 12(2), 1211-1279.

[9] Leeb, R., Tonin, L., Rohm, M., Desideri, L., Carlson, T., & Millan, J. D. R. (2015). Towards independence: a BCI telepresence robot for people with severe motor disabilities. *Proceedings of the IEEE*, 103(6), 969-982.

[10] Liu, Q., Chen, K., Ai, Q., & Xie, S. Q. (2013). Review: recent development of signal processing algorithms for SSVEP-based brain computer interfaces. *Journal of Medical and Biological Engineering*, 34(4), 299-309.

[11] Longo, B., Floriano, A., Castillo, J., & Bastos-Filho, T. (2014). A multi-proposal mobile eeg system. In *Anais do XIV Congresso Brasileiro em Engenharia Biomédica*.

[12] Ortner, R., Guger, C., Prueckl, R., Grünbacher, E., & Edlinger, G. (2010). SSVEP based brain-computer interface for robot control. In *Computers Helping People with Special Needs* (pp. 85-90). Springer Berlin Heidelberg.

[13] Tsui, K. M., Dalphond, J. M., Brooks, D. J., Medvedev, M. S., McCann, E., Allspaw, J. & Yanco, H. A. (2015). Accessible human-robot interaction for telepresence robots: A case study. *Paladyn, Journal of Behavioral Robotics*, 6(1).

[14] Vialatte, F. B., Maurice, M., Dauwels, J., & Cichocki, A. (2010). Steady-state visually evoked potentials: focus on essential paradigms and future perspectives. *Progress in neurobiology*, 90(4), 418-438.

[15] Wang, Y., Wang, Y. T., & Jung, T. P. (2010). Visual stimulus design for high-rate SSVEP BCI. *Electronics letters*, 46(15), 1.

[16] Zhu, D., Bieger, J., Molina, G. G., & Aarts, R. M. (2010). A survey of stimulation methods used in SSVEP-based BCIs. *Computational intelligence and neuroscience*, 2010, 1.

## EVALUACIÓN DE LA SENSACIÓN DE PRESENCIA EN UN AMBIENTE VIRTUAL PARA NEUROREHABILITACIÓN

Alexandre Pomer-Escher<sup>1</sup>, Flavia A. Loterio<sup>1</sup>, Berthil B. Longo<sup>1</sup>, Gustavo Glasgio<sup>2</sup>, Teodiano Freire Bastos<sup>1,2</sup>

<sup>1</sup>Programa de Postgrado en Biotecnología, UFES, Vitoria, Brasil,

<sup>2</sup>Programa de Postgrado en Ingeniería Eléctrica, UFES, Vitoria, Brasil

Email: teodiano.bastos@ufes.com

### Resumen

*En este estudio se ha desarrollado un AV para simular un pasillo a través del cual el voluntario debe caminar, con fines de rehabilitación. Dicho entorno se evalúa a través de tres formas distintas: sin cualquier presentación del ambiente; con ambiente presentado a través de un proyector; y con ambiente presentado al usuario a través de gafas de realidad virtual. Se ha utilizado una cinta caminadora para que el movimiento de caminar se pueda ejecutar en un entorno controlado. La señal de EEG se ha grabado y se han utilizado cuestionarios SUS (System Usability Scale) e IPQ (iGroup Presence Questionnaire) para evaluar la utilidad y eficiencia del ambiente virtual desarrollado. Las pruebas iniciales se han realizado con 9 usuarios sin discapacidad motora. Los análisis muestran que la usabilidad del sistema en modo de inmersión es relativamente más baja que en la forma no inmersiva, con puntajes del 87,22% ( $\pm 4,26$ ) y 82,78% ( $\pm 4,92$ ), respectivamente. Sin embargo, los análisis de las sub-escalas IPQ muestran mejores resultados para el modo inmersivo, el cual tiene un aumento del puntaje en comparación con el no inmersivo (incremento en la sensación de presencia del 44%; en la presencia espacial del 39%; en la participación del 47%; y en el realismo del 20%).*

**Palabras Clave:** EEG, Sensación de presencia, Realidad virtual, HMD, IPQ.

### 1 INTRODUCCIÓN

El desarrollo de técnicas que utilizan nuevas tecnologías es importante para el desarrollo de métodos de rehabilitación para personas con discapacidad física, o afectadas por algún tipo de enfermedad, tal como los pacientes con ictus. La simulación de entornos del mundo real con fines de rehabilitación por medio de Realidad Virtual (RV) y Ambiente Virtual (AV) se conoce como rehabilitación virtual. Recientemente, este tipo de

rehabilitación ha recibido la atención de investigadores y médicos debido a sus beneficios y su potencial terapéutico [1]. La RV muestra características para visualizar e interactuar con ambientes tridimensionales en tiempo real, y se lleva a cabo mediante el uso de dispositivos multisensoriales [2].

La realidad virtual se clasifica como inmersiva, cuando el usuario se siente completamente transportado al entorno virtual, y no inmersiva, cuando su sensación es parcial. Lo que diferencia el tipo de realidad virtual es el sentido de presencia en el entorno virtual. La sensación de presencia es la experiencia de estar en un ambiente mientras se está físicamente en otro [3]. Dicha sensación se mide a través de la verbalización del usuario, donde este especifica el nivel de presencia que siente en un cierto momento, de acuerdo con una escala preestablecida. Estudios recientes han utilizado algunas medidas fisiológicas, tales como la respuesta galvánica de la piel, presión arterial, pulso y señales de electroencefalografía (EEG) con el fin de establecer una correlación con la sensación de presencia.

El desarrollo tecnológico actual de la RV y la gran cantidad de posibilidades de su aplicación, así como el estudio de la sensación de presencia, es importante para muchas áreas de intervención como la psicoterapia, rehabilitación neuropsicológica, entre otros. Por otro lado, los beneficios de la utilización del ambiente virtual están relacionados con las características de motivación que pueden tener sobre el usuario, con la rehabilitación condicionada a la sensación de presencia. Así, este estudio propone el uso de señales de EEG y frecuencia cardíaca de los usuarios como medidas fisiológicas para evaluar la sensación de presencia durante el uso de un ambiente virtual específicamente diseñado para apoyar la neurorehabilitación.

### 2 METODOLOGÍA



Las pruebas iniciales se realizaron con 9 usuarios sin discapacidad motora (2 mujeres y 7 hombres), con edades comprendidas entre los 24 y 35 años (promedio  $29,0 \pm 4,5$ ). Los criterios de inclusión son: ser adulto sano y tener al menos 24 años de edad, etapa en la que el cerebro humano alcanza su pleno desarrollo [4,5], no estar haciendo uso de medicamentos, alcohol o tener cualquier problema intelectual o psicológico. Los criterios de exclusión son: sujetos con visión no corregida anormal, ya que depende de los estímulos en las capacidades visuales; voluntarios zurdos, debido a las diferencias en el patrón electroencefalográfico; o sujetos con debilidad física en las extremidades inferiores, por la necesidad de caminar en la cinta caminadora.

Este estudio tiene protocolo aprobado por el comité de ética de la UFES, y se ha pedido a todos los voluntarios para leer y firmar el consentimiento libre e informado antes de comenzar las pruebas, en conformidad con la Resolución 466/12 del Consejo Nacional de Salud.

Se ha utilizado una cinta caminadora para que el movimiento de andar se pueda ejecutar en un entorno controlado, por lo que la velocidad del movimiento en el entorno virtual es la misma que la velocidad del usuario en la cinta caminadora.

## 2.1 AMBIENTE VIRTUAL (AV)

El ambiente virtual (AV) que se ha desarrollado ha sido un pasillo, a través del cual el voluntario debe caminar. Dicho ambiente se evalúa de tres formas distintas: en la primera, que es utilizada como referencia, el voluntario camina sobre la cinta caminadora sin cualquier presentación del ambiente; en la segunda, denominada modo no inmersivo, el ambiente se presenta al voluntario a través de un proyector; mientras que en la tercera, denominada modo de inmersión, se utiliza el oculus Rift, que es un dispositivo de realidad virtual HMD (del inglés *Head Mounted Display*), que permite el control visual del ambiente tridimensional por medio de los movimientos de la cabeza del usuario. En cada modo, el usuario camina en línea recta, y a velocidad constante, durante un período de 3 minutos, en el cual se registran las señales de EEG (Figura 1).

En el ambiente virtual están presentes artículos distribuidos de forma no homogénea (para eliminar repetición), tales como puertas, paneles, extintores, cajas y otros detalles. Cuando se utiliza el AV sin el HMD, únicamente con la proyección, el movimiento de cabeza del usuario no cambia el movimiento de la cámara dentro del AV. Por otro lado, en el caso de utilizar el HMD, el movimiento de cabeza del usuario controla la cámara presente en el AV, que puede mirar en cualquier dirección, pero sin cambiar la velocidad de la marcha en cualquiera de los casos (Figura 2).

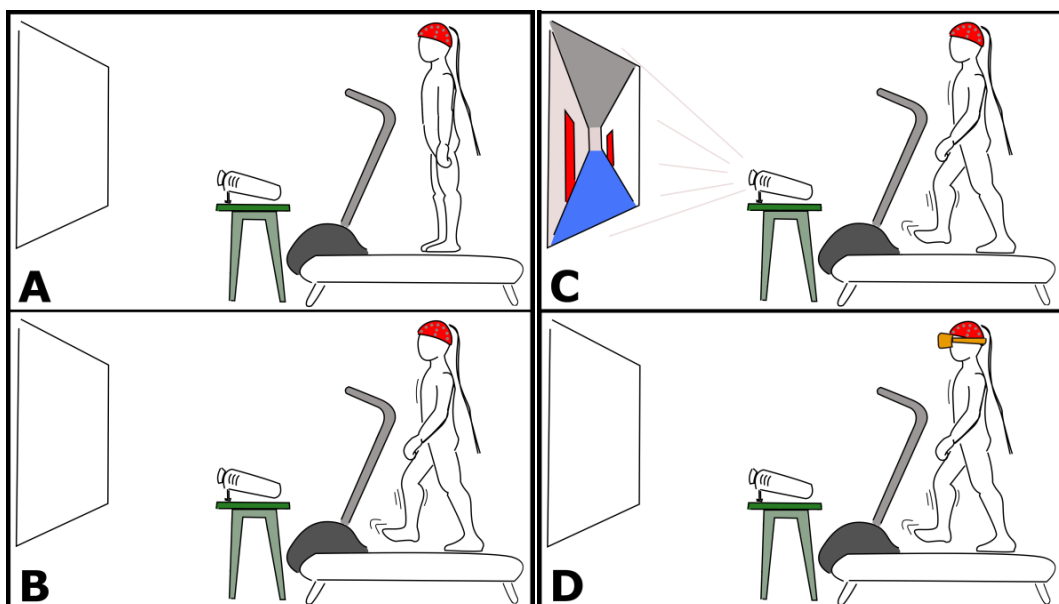


Figura 1: Protocolo de pruebas. (A) voluntario en reposo en la cinta caminadora; (B) voluntario camina sobre la cinta caminadora sin cualquier presentación del ambiente; (C) modo no inmersivo, el ambiente se presenta al

voluntario a través de un proyector; (D) modo inmersión, se utiliza el dispositivo de realidad virtual HMD para el control visual del ambiente tridimensional.



Figura 2: Imagen del pasillo donde el voluntario camina durante los experimentos.

El HMD se ha ubicado debajo del gorro de EEG (Figura 3), y se ha tenido el cuidado de asegurarlo sin mover los electrodos de sus posiciones. La cinta caminadora utilizada en los experimentos tiene una velocidad constante de 1 m/s (la cual también se ha simulado en el AV), con el fin de tener una velocidad compatible con el sistema de inmersión (Figura 3).



Figura 3: Voluntario realizando la tarea de caminar en la cinta, usando gafas HMD y el gorro de EEG. En la construcción del AV se ha utilizado una versión gratuita del software Unity 5, uno de los softwares más adecuados para este propósito [6], y algunos de los objetos se han construidos en la versión 2.75 del software Blender 3D. Para manipular imágenes y crear texturas, se ha utilizado el software GNU *Image Manipulation Program*, con licencia libre GNU GLPv3. Todos los programas antes mencionados se han ejecutado en un ordenador con sistema operativo Windows 10 de 64 bits, procesador Intel Core i3, 4 GB de RAM y tarjeta de video nVidia GeForce GTX 460.

### 2.3 ADQUISICIÓN DE SEÑALES Y DATOS

Las señales de EEG se han grabado con el equipo BrainNet36 (BNT), utilizando 20 electrodos (Fp1, Fp2, F7, F3, Fz, F4, F6, C3, Cz, C4, T3, T4, P7, P3, Pz, P4, P8, O1, Oz, O2), y utilizando el gorro de EEG de la empresa MedCapR. Los electrodos son del tipo pasivos, y se distribuyen en el gorro según la norma internacional 10-20 [6]. En los experimentos se ha utilizado referencia biauricular y tierra en la frente del usuario. La velocidad de muestreo ha sido de 600 Hz.

Para evaluar el ambiente virtual desarrollado se ha utilizado tanto el cuestionario SUS (*System Usability Scale*), que verifica la usabilidad del sistema [2], cuanto el cuestionario IPQ (*iGroup Presence Questionnaire*) que evalúa el sentido de la presencia por parte del usuario [7,8].

Todos los participantes del estudio realizaron las tareas de caminar en la cinta y respondieron a los cuestionarios. Sin embargo, únicamente se ha registrado señales de EEG para los últimos cuatro participantes, debido a la disponibilidad de estos para esta captura de señales.

### 2.3 PROCESAMIENTO

Los datos se han procesado fuera de línea, a través de Matlab, y utilizando la herramienta EEGLAB [9] para pre-procesar las señales de EEG, a través de la aplicación de un filtro paso banda de 3 a 47 Hz. La densidad espectral de potencia (PSD) de las señales se ha obtenido a través del método de Welch [10], con ventana de 256 muestras y 50% de superposición, para las bandas de frecuencia: theta ( $\theta = 3-7$  Hz), alfa ( $\alpha = 8-13$  Hz), beta ( $\beta = 14-29$  Hz) y gamma ( $\gamma = 30-47$  Hz). Con el fin de reducir los valores de PSD referentes a la variabilidad interpersonal, estos se han normalizado utilizando el valor de PSD total (3-47 Hz) de la señal analizada.

### 2.3 ANÁLISIS ESTADÍSTICO

Se supone que el sentido de hipótesis nula de presencia durante el modo de inmersión es mayor que el modo no inmersión. Por lo tanto, se ha aplicado el teste de Wilcoxon para comparar las respuestas del SUS utilizando las siguientes variables dependientes: las 10 cuestiones del SUS y su promedio, siendo que el promedio se ha calculado de acuerdo con [11], para las diferentes condiciones experimentales.

## 3 RESULTADOS

Los resultados de los cuestionarios SUS muestran que la usabilidad del sistema en modo inmersión es relativamente más baja que en modo no inmersión, del 82,7% ( $\pm 14,7$ ) y 87,5% ( $\pm 12,8$ ), respectivamente (Tabla 1).

Tabla 1: Resultado del cuestionario SUS para el modo inmersión y no inmersión.

Voluntario	No inmersivo	Inmersivo
V1	90,0	77,5
V2	87,5	87,5
V3	100	100
V4	57,5	52,5
V5	87,5	90,0
V6	95,0	95,0
V7	82,5	67,5
V8	100	87,5
V9	85,0	87,5
Promedio	87,5 $\pm$ 12,8	82,7 $\pm$ 14,7

\*sin diferencia significativa  $p=0.1563$  (Wilcoxon)

Sin embargo, dicha reducción en la usabilidad se debe principalmente a las preguntas que miden la incertidumbre voluntaria (SUS: cuestiones 2 y 9), ya que durante la realización de los experimentos en el modo inmersión, el sujeto camina en la cinta sin poder verla. Los resultados para cada elemento del cuestionario SUS se comparan en la Tabla 2.

Tabla 2: Resultados del cuestionario SUS para cada modalidad (promedio y desviación estándar).

	No inmersivo	Inmersivo
SUS: cuestión1	3,33 $\pm$ 0,24	3,89 $\pm$ 0,11
SUS: cuestión2	3,67 $\pm$ 0,17	2,89 $\pm$ 0,51
SUS: cuestión3	3,78 $\pm$ 0,15	3,89 $\pm$ 0,11
SUS: cuestión4	3,00 $\pm$ 0,47	2,44 $\pm$ 0,47
SUS: cuestión5	3,44 $\pm$ 0,24	3,67 $\pm$ 0,17
SUS: cuestión6	3,33 $\pm$ 0,29	3,67 $\pm$ 0,37
SUS: cuestión7	3,89 $\pm$ 0,20	3,97 $\pm$ 0,17
SUS: cuestión8	3,59 $\pm$ 0,11	3,67 $\pm$ 0,17
SUS: cuestión9	3,00 $\pm$ 0,33	2,89 $\pm$ 0,31
SUS: cuestión10	3,56 $\pm$ 0,34	3,44 $\pm$ 0,34

Por otro lado, los resultados de los cuestionarios IPQ muestran que el modo inmersión presenta mejoras significativas cuando se compara con el modo no inmersión (Tabla 3).

Tabla 3: Resultados del cuestionario IPQ que comparan los dos tipos de presentación del estímulo (promedio y desviación estándar), y los resultados del test de Wilcoxon para cada cuestión.

	No inmersivo	Inmersivo	p-value
G1	3,11 $\pm$ 0,56	5,78 $\pm$ 0,15	0,009
SP1	3,00 $\pm$ 0,69	5,11 $\pm$ 0,54	0,022
SP2	3,33 $\pm$ 0,55	4,89 $\pm$ 0,56	0,007
SP3	2,89 $\pm$ 0,63	5,78 $\pm$ 0,15	0,009
SP4	2,56 $\pm$ 0,65	5,44 $\pm$ 0,24	0,014
SP5	3,44 $\pm$ 0,50	5,67 $\pm$ 0,17	0,049
INV1	2,00 $\pm$ 0,47	4,00 $\pm$ 0,53	0,014
INV2	2,00 $\pm$ 0,58	4,33 $\pm$ 0,37	0,014
INV3	1,33 $\pm$ 0,24	4,78 $\pm$ 0,49	0,013
INV4	1,67 $\pm$ 0,41	5,11 $\pm$ 0,42	0,009
REAL1	2,67 $\pm$ 0,58	4,44 $\pm$ 0,56	0,013
REAL2	3,78 $\pm$ 0,60	4,00 $\pm$ 0,65	0,395
REAL3	3,89 $\pm$ 0,54	4,89 $\pm$ 0,42	0,031
REAL4	1,44 $\pm$ 0,71	3,22 $\pm$ 0,86	0,059

Las sub-escalas IPQ se realizan de acuerdo con el promedio de los valores típicos correspondientes a la Tabla 3: sensación de presencia (G1); presencia

espacial (SP1-SP5); participación (INV1-INV4); y realismo probado (REAL1-REAL4), como se puede observar en la Figura 4.

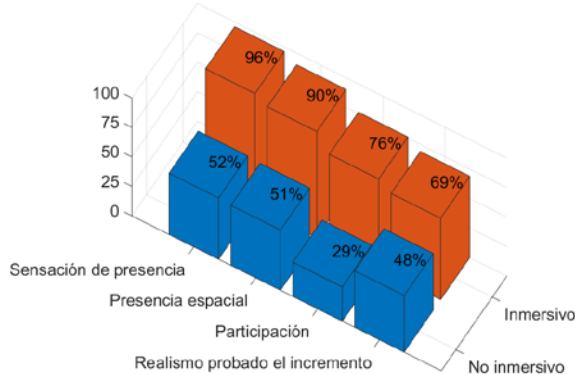


Figura 4: Sub-escalas del cuestionario IPQ para los diferentes tipos de presentación del estímulo, y los resultados del test de Wilcoxon para cada cuestión.

Los análisis muestran que el modo inmersión obtiene los mejores resultados, el cual tiene un aumento en comparación con el modo no inmersión, con incremento en la sensación de presencia del 44% ( $p=0,009$ ); en la presencia espacial del 39% ( $p=0,009$ ); en la participación, del 47% ( $p=0,009$ ); y en el realismo probado, del 20% ( $p=0,014$ ).

Las pruebas realizadas muestran que es posible captar las señales de EEG incluso con los usuarios en movimiento, así como utilizando la HMD, sin interferencia significativa en las señales de EEG. La Figura 5 muestra la norma de activación das bandas de frecuencia theta y alfa.

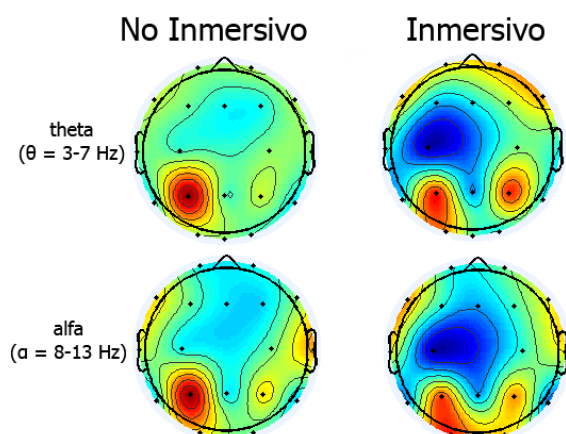


Figura 5: Norma de activación cerebral del voluntario 3, presentando la banda de frecuencia theta y alfa para los dos modo de inmersión.

En la Figura 5 se puede observar la disminución de las bandas de energía theta y alfa en la región frontal, lo que indica una activación de estas áreas durante el

modo inmersión. Este resultado es similar al encontrado por [12], que ha observado un aumento en la actividad de la ínsula derecha, y una tendencia de aumento de la actividad en el área frontal y temporal.

## 4 CONCLUSIONES

Se ha podido analizar la sensación de presencia en un ambiente virtual, en los modos de inmersión y no inmersión, a través de los datos obtenidos por los cuestionarios SUS e IPQ. A través de los análisis de los resultados, se ha podido verificar que el modo inmersión obtiene mejores resultados que el modo no inmersión, con un incremento en la sensación de presencia del 44% ( $p=0,009$ ), del 39% ( $p=0,009$ ) en la presencia espacial, del 47% ( $p=0,009$ ) en la participación, y del 20% ( $p=0,014$ ) en el realismo probado. Sin embargo, se ha observado que el modo inmersión debe mejorar, con el fin de evitar la inseguridad del voluntario durante la realización del experimento de caminar en un pasillo.

Por otro lado, se ha verificado durante los experimentos que las señales de EEG poseen una calidad considerable, incluso cuando capturadas con el uso de las gafas de HMD.

Como trabajos futuros, se planea utilizar gafas de realidad virtual avanzadas (gafas *HTC vive*), las cuales poseen más posibilidades de captura de movimiento, y así quitar la necesidad de utilización de la cinta caminadora. Igualmente, para un análisis más profundo, es necesario realizar experimentos con un mayor número de sujetos.

## Referencias

- [1] Slobounov, S. M. (2015) Modulation of cortical activity in 2D versus 3D virtual reality environments: an EEG study, *International Journal of Psychophysiology*, 95(3), p. 254-260.
- [2] Witmer, B., (1998) Measuring presence in virtual environments: A presence questionnaire., *Presence: Teleoperators and Virtual Environments*, vol. 7, pp. 225-240.
- [3] Power, M. B., (2008) Virtual reality exposure therapy for anxiety disorders: A meta-analysis. *Journal Anxiety Disorders*, vol. 22, p. 561-569.
- [4] Anokhin, A. P., (1996) Age increases brain complexity, *Electroencephalography and clinical Neurophysiology*, vol. 99, n° 1, p. 63-68.

- [5] Koenig, T., (2002) Millisecond by millisecond, year by year: normative EEG microstates and developmental stages, *Neuroimage*, vol. 16, nº 1, p. 41-48.
- [6] Silva, R., (2011) Tecnologias para Construção de Mundos Virtuais: Um Comparativo Entre as Opções Existentes no Mercado. *FAZU em Revista*, n. 08, p. 211-215,.
- [7] Torsten, S., (2001) The experience of presence: Factor analytic insights, *Presence* 10, no. 3, p. 266-281.
- [8] Schubert, T., (2001) The experience of presence: Factor analytic insights, *Presence: Teleoperators and Virtual Environments*, vol. 10, p. 266-281.
- [9] Delorme, A., (2004) EEGLAB: An open source toolbox for analysis of single-trial EEG dynamics, *Journal of Neuroscience Methods*, vol. 134, p. 9-21.
- [10] Welch, P. D., (1967) The use of fast Fourier transform for the estimation of power spectra: A method based on time averaging over short, modified periodograms, *IEEE Transactions on audio and electroacoustics*, v. 15, n. 2, p. 70-73.
- [11] Usoh, M., (2000) Using presence questionnaires in reality, *Presence: Teleoperators and Virtual Environments*, vol. 9, nº 5, pp. 497-503.
- [12] Clemente, M., (2014) Assessment of the influence of navigation control and screen size on the sense of presence in virtual reality using EEG, *Expert Systems with Applications*, vol. 41, nº 4, pp. 1584-1592.



# EXPLORACIÓN DE PATRONES DE EMGs/EEG ORIENTADA AL CONTROL DE EXOESQUELETOS DE EXTREMIDAD INFERIOR

Ana Cecilia Villa-Parra<sup>a,b</sup>, Denis Delisle-Rodríguez<sup>a,c</sup>, Alberto López-Delis<sup>c</sup>, Teodiano Freire Bastos<sup>a</sup>,  
Anselmo Frizzera-Neto<sup>a</sup>

<sup>a</sup>Programa de Postgrado en Ingeniería Eléctrica, Universidad Federal de Espírito Santo, UFES, Vitória, Brasil

<sup>b</sup>Carrera de Ingeniería Electrónica, Universidad Politécnica Salesiana, UPS, Cuenca, Ecuador

<sup>c</sup>Centro de Biofísica Médica, Universidad de Oriente, Santiago de Cuba, Cuba  
teodiano.bastos@ufes.br

## Resumen

*Este trabajo presenta un análisis de señales de electromiografía superficial (EMGs) y electroencefalografía (EEG) a través de los patrones de intención de movimiento. Con este propósito, fue desarrollado un protocolo experimental basado en dichas señales con el objetivo de estudiar la intencionalidad motora de flexión/extensión de la rodilla. Se realizó el análisis de los eventos relacionados a la desincronización/sincronización (ERD/ERS) de las neuronas a partir de las señales EEG, así como la comparación de los patrones de las señales EMGs adquiridas en la extremidad superior y en el tronco. Los resultados preliminares muestran que partir de estas señales es posible reconocer patrones para identificar la intención de movimiento que podrían ser aplicados en estrategias de control híbrido para un exoesqueleto de rodilla.*

**Palabras Clave:** EEG, EMGs, exoesqueleto, intención de movimiento, reconocimiento de patrones, tronco, extremidad inferior.

## 1 INTRODUCCIÓN

El uso de exoesqueletos robóticos en la rehabilitación de extremidades inferiores ha reportado resultados promisorios en la recuperación de sujetos con déficit motor [27], [4], [25], [26]. Los exoesqueletos son estructuras electromecánicas que actúan en paralelo con el cuerpo humano para asistir la movilidad aplicando fuerzas a los segmentos corporales con base a la información de ángulo y torque proveniente de sensores acoplados [3], [19]. Los exoesqueletos pueden ser bilaterales y unilaterales. Los bilaterales se utilizan generalmente para asistencia de la movilidad de pacientes parapléjicos y que requieren apoyo en todas las articulaciones de las extremidades inferiores.

Entre los exoesqueletos bilaterales para rehabilitación de las extremidades inferiores, se pueden citar el Hybrid Assistive Limb (HAL), el “Vanderbilt lower limb exoskeleton”, H2, ReWalk y otros [25], [26], [3]. HAL ha sido utilizado en ambientes clínicos para ayudar en terapias de rehabilitación de pacientes con limitación motora [22], [21], [7]. Vanderbilt lower limb exoskeleton” ha sido orientado a la asistencia de la movilidad de pacientes parapléjicos. H2 posee las seis articulaciones activas de la extremidad inferior [5] y el ReWalk posibilita la movilidad independiente de personas con limitación motora severa [9].

Los exoesqueletos unilaterales generalmente están orientados a asistir una o dos articulaciones en tareas de rehabilitación de la marcha o de flexión-extensión (F-E) de rodilla o tobillo. Estos tipos de exoesqueletos requieren la asistencia de andadores inteligentes, muletas y otros apoyos cuando son utilizados en la rehabilitación de la marcha [13], [2], [1], [12], [23]. La figura 1 muestra el exoesqueleto ALLOR (Advanced Lower-Limb Orthosis for Rehabilitation) desarrollado en la UFES-Brasil, usado en asistencia a la movilidad de la rodilla.

Trabajos previos han demostrado que sistemas de control de exoesqueletos que permitan ejecutar movimientos más naturales durante la rehabilitación, pueden promover la motivación y la participación del paciente durante las terapias, lo que puede aportar al progreso en la recuperación de sujetos con déficit motor [20], [10].

Con este propósito, varios trabajos han explorado la integración de señales EMGs y EEG a la estrategia



Figura 1: Exoesqueleto de rodilla ALLOR de la UFES, Brasil.

de control de exoesqueletos, ya que proporcionan

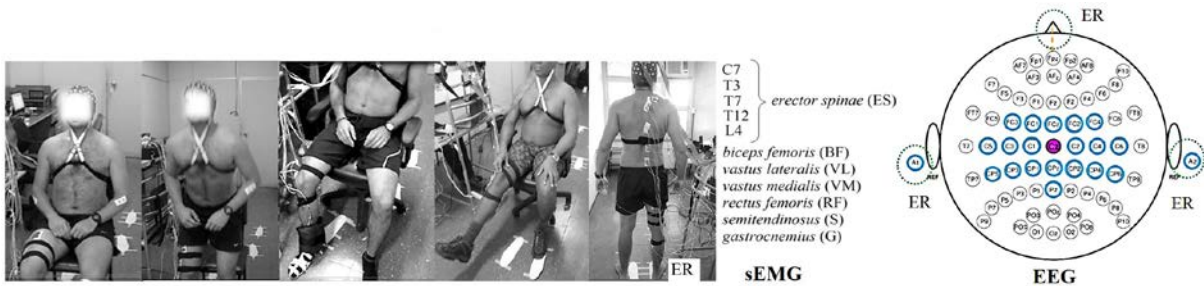


Figura 2: Protocolo de adquisición de señales EMGs/EEG basado en la flexión/extensión de la rodilla.

información relacionada a la intención del movimiento [7], [16], [15], [14]. Las señales de EMGs han sido utilizadas para analizar, a partir de músculos del tronco, la postura y balance durante la marcha [6]. Sin embargo, pocos trabajos han utilizado la información de los músculos del tronco integrada al sistema de control de exoesqueleto de extremidad inferior.

En este contexto, el objetivo del presente trabajo es analizar los patrones de intención motora relacionados a la F-E de la rodilla, a partir de la actividad mioeléctrica en la extremidad inferior y el tronco, y de los potenciales ERD/ERS obtenidos a través de las señales de EEG. Esto orientado al control del exoesqueleto ALLOR para tareas de rehabilitación.

A continuación, la sección 2 detalla el protocolo propuesto para la adquisición de señales EMGs/EEG, así como los métodos utilizados para el procesamiento de las señales y el estudio de los patrones relacionados a la intención de movimiento. La sección 3 presenta el análisis de los resultados obtenidos y finalmente las conclusiones.

## 2 MATERIALES Y MÉTODOS

### 2.1 PROTOCOLO

Para estudiar la intencionalidad motora relacionada a la F-E de la rodilla, se ejecutó un protocolo previamente aprobado por el Comité de Ética de la UFES. Cuatro sujetos saludables, de género masculino, ( $29,7 \pm 4,0$  años; estatura,  $1,82 \pm 0,07$  m; peso,  $84,5 \pm 15,3$  kg), fueron seleccionados para participar, quienes firmaron un consentimiento informado. El equipo BrainNet BNT 36 fue utilizado para adquirir simultáneamente las señales de EMGs y EEG, en las bandas de frecuencia de 10 a 100 Hz y 0,1 a 100 Hz, respectivamente. Además, el equipo fue configurado con un filtrado notch a la frecuencia de 60 Hz, y una frecuencia de muestreo de 400Hz.

Las señales EEG fueron adquiridas en la corteza motora primaria (FC3, FC1, FCz, FC2, FC4, C5, C3, C1, Cz, C2, C4, C6, CP5, CP3, CP1, CPz, CP2, CP4, CP6 y Pz), conforme al sistema internacional 10/20. Los electrodos de referencia se colocaron en la posición Cz, en los lóbulos de las orejas A1&A2, y en la frente a la altura de las cejas alineado al electrodo FPz.

Las señales EMGs fueron adquiridas en los músculos de la extremidad inferior y del tronco. Los músculos de la pierna seleccionados fueron: rectus femoris (RF), vastus lateralis (VL), biceps femoris (BF), semitendinosus (S) y gastrocnemius (G). Los músculos del tronco seleccionados fueron los niveles C7, T3, T7, T12 y T3 del músculo erector spinae. El electrodo de referencia se colocó a la altura del tobillo de la pierna derecha. Las mediciones fueron realizadas al lado derecho del cuerpo.

Se solicitó a los sujetos realizar, en 7 s, las siguientes actividades: levantarse/sentarse (L-S) y flexión/extensión (F-E) de rodilla. La indicación para el inicio del movimiento fue un estímulo sonoro. Se completaron tres pruebas, cada una con 20 repeticiones y 3 minutos de descanso entre las pruebas. La Figura 2 resume la colocación de los electrodos durante las capturas, así como las actividades motoras consideradas.

### 2.2 PROCESAMIENTO DE LAS SEÑALES

#### 2.2.1. EEG

##### Filtrado espacial

En la etapa de filtrado espacial se usaron filtros de referencia promedio local LAR (*Local Average Reference*) y de referencia promedio ponderada WAR (*Weighted Average Reference*) para reducir la interferencia común de las señales EEG. Los filtros se describen en las ecuaciones 1 y 2.

$$\square V_i^{LAR} = V_i^{CR} - \sum_{j \in S_i} g_{ij} V_j^{CR}, \quad g_{ij} = \frac{1}{d_{ij}} \left( \sum_{j \in S_i} \frac{1}{d_{ij}} \right)^{-1}, \quad (1)$$

$$\square V_i^{WAR} = V_i^{CR} - \sum_{j=1}^N g_{ij} V_j^{CR}, \quad g_{ij} = \frac{1}{d_{ij}} \left( \sum_{j \neq i}^N \frac{1}{d_{ij}} \right)^{-1}, \quad (2)$$

donde,  $S_i$  es el conjunto de electrodos circundantes del electrodo fuente  $V_i^{CR}$ ,  $d_{ij}$  y  $g_{ij}$  son la distancia y el peso entre los electrodos  $i$  y  $j$ , respectivamente.

### Patrones ERD/ERS

Las bandas específicas intra-sujeto que poseen los mayores potenciales ERD/ERS relacionados a la planificación/parada del movimiento, fueron obtenidas en el dominio tiempo-frecuencia para las bandas de frecuencia mu-ERD (10 a 12 Hz), beta-ERD (19 a 24 Hz) y beta-ERS (26 a 30 Hz) [18].

Los potenciales ERD/ERS fueron calculados en las etapas siguientes: 1) filtrado paso-banda; 2) cálculo de la varianza inter-repeticiones muestra a muestra; 3) promedio en el tiempo [8]. La banda de frecuencia específica del sujeto se calculó con una transformada *Wavelet* continua, con un factor de escala de 8 a 70 para analizar los potenciales ERD/ERS [8]. Los mapas ERD/ERS se calcularon con la distancia euclidiana sobre los datos originales. El porcentaje de ERD o ERS se calculó antes de la activación del inicio del músculo RF, desde 2,0 a -0,5s, con la ecuación (3):

$$\square ERD\% = 100(A - R)^{-1}, \quad (3)$$

donde,  $A$  es la potencia y  $R$  es la línea base o periodo de referencia.

### 2.2.2. EMGs

#### Detección del inicio/fin de la activación muscular

Para evaluar el inicio/fin de la señal EMGs, se utilizó el método de entropía muestral en la señal normalizada para obtener la envolvente de las señales de la extremidad inferior y del tronco [8], [24]. Este método reduce la detección de error inducida por picos no esenciales de la señal EMGs [11]. La señal del músculo RF fue usada como referencia para detectar el inicio de la actividad muscular, utilizado para alinear las repeticiones desde -3 a +7 s. Posteriormente, los segmentos alineados fueron normalizados y filtrados con un filtro paso-banda tipo Butterworth de 2º orden, ancho de banda de 10 a 100 Hz. Realizado esto, la envolvente lineal se

obtuvo a partir del método de entropía muestral y suavizado con un filtro paso-bajo tipo Butterworth de 2º orden, frecuencia de corte de 7 Hz. Finalmente, la envolvente fue promediada para calcular un valor de umbral desde la línea base de ruido, el cual es usado para determina el inicio/fin de la señal envolvente.

#### Extracción de características

Fueron utilizados métodos en el dominio del tiempo y la frecuencia, sobre ventanas de 300 ms, deslizadas cada 150 ms.

Las características en el dominio del tiempo utilizadas fueron el valor medio absoluto y longitud de onda. El valor medio absoluto proporciona la amplitud promedio de  $x_i$  y puede ser calculado con la ecuación (4).

$$\square VMA = (1/N) \sum_{i=1}^N |x_i|, \quad (4)$$

donde,  $x_i$  es la amplitud de la muestra  $i$ , y  $N$  el tamaño de la ventana.

La longitud de onda proporciona la longitud acumulativa de la onda sobre el segmento de tiempo, como se indica en la ecuación 5.

$$\square LO = \sum_{i=1}^{N-1} |x_{i+1} - x_i| \quad (5)$$

En el dominio de la frecuencia fue implementado un modelo auto-regresivo expresado por la ecuación 6:

$$\square x_i = \sum_{p=1}^P a_p x_{i+1} + w_i, \quad (6)$$

donde,  $P$  representa el orden del modelo,  $w_i$  el error del ruido blanco, y  $a_p$  es un coeficiente que contiene información sobre el patrón de EMGs.

El modelo está soportado por el método recursivo de Levinson-Durbin basado en una matriz de autocorrelación [28]. Para obtener la predicción lineal de coeficientes se empleó un modelo autoregresivo de cuarto orden, que permite representar la señal como series temporales. Finalmente, los vectores característicos obtenidos sobre 5 canales de EMGs resultaron con una dimensión de 30 coeficientes (5 canales  $\times$  6 vectores/canales características). Dichos vectores fueron normalizados para proporcionar una base común de comparación entre las sesiones y músculos. En este caso, la referencia común fue adoptada a partir de los valores máximo y mínimo.

#### Reconocimiento de patrones

Para el reconocimiento de los estados del movimiento, se utilizó una red neuronal artificial (RNA) combinada al algoritmo de entrenamiento de



Levenberg Marquadt (LM), y máquinas de vectores soporte (MVS) basados en el kernel Gausiano ( $C=10$ ,  $\sigma=1$  y tolerancia de parada  $10^{-5}$  n.u.<sup>2</sup>). La estructura LM fue diseñada con tres capas, 30 nodos en la primera capa de entrada, 60 nodos en la

(banda 20 a 24 Hz) y beta-ERS (banda 16 a 22 Hz) enfocados cerca del área de actividad motora del pie. Resultados similares fueron obtenidos en [17], en un estudio en el cual los mayores potenciales ERD/ERS fueron en la banda de 20 a 24 Hz durante el

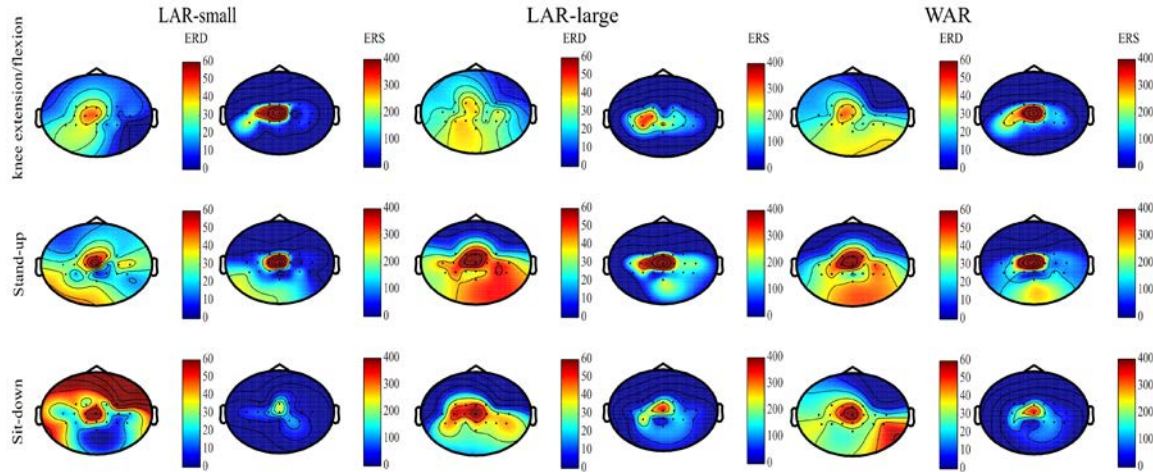


Figura 3: Mapa de la distribución de los potenciales ERD/ERS obtenidos sobre el sujeto 4.

segunda capa (asociados a funciones tangenciales) y un nodo en la capa de salida (asociado a una función lineal). Los pesos tienen un valor cero para todas las neuronas, y fueron adoptadas 50 iteraciones con error cuadrático medio (ECM) de  $10^{-25}$  n.u.<sup>2</sup>, y una tasa de aprendizaje de 0,005. Esta estructura fue seleccionada de manera empírica, basada en los experimentos para minimizar el ECM.

### 2.2.3 Evaluación

Tres filtrados espaciales *LAR-small*, *LAR-large* y *WAR* fueron utilizados para pre-procesar las señales de EEG, antes de obtener las bandas específicas inter-sujetos a partir de un análisis tiempo-frecuencia, así como los mapas de los potenciales ERD/ERS.

El filtrado *LAR-small* utiliza los electrodos más cercanos al electrodo fuente, mientras que la variante *LAR-large* utiliza los próximos electrodos vecinos más cercanos al electrodo fuente [17].

El desempeño de los métodos usados para reconocer los movimientos a partir de las señales EMGs fue evaluado a través de la validación cruzada ( $k=10$ ). Los indicadores estadísticos utilizados fueron: tasa de error total de clasificación (ET), sensibilidad (S), especificidad (ES) y predictividad positiva (P+).

## 3 RESULTADOS Y DISCUSIÓN

Respecto a las señales EEG, todos los sujetos presentaron mayor potencia en los niveles beta-ERD

movimiento del pie. La Figura 3 muestra el mapa de la distribución de los potenciales ERD/ERS obtenidos sobre el sujeto 4. En el mapa se puede observar la distribución alrededor del área del pie durante las actividades de F-E y L-S. El mayor patrón beta-ERD se presentó en la actividad de L-S. Los mayores potenciales ERD/ERS se obtuvieron con el filtro *WAR*, resultados similares fueron presentados en [17]. La distribución de ERD, calculada con una ventana deslizante de 0,5 s ( $-2,0$  s a  $-0,5$  s antes de sentarse) fue mayor alrededor de los electrodos FC3-FC1 y C2-C4.

Respecto a las señales sEMG, la Tabla 1 presenta el desempeño del reconocimiento de las tareas motoras a partir de los músculos de la extremidad inferior.

Tabla 1: Desempeño del reconocimiento de las tareas motoras a partir de EMGs de la extremidad inferior.

Indicadores	RNA	MVS
ET(%)	0,10±0,22	2,40±0,45
S (%)	99,58±0,12	97,57±0,99
ES(%)	99,97±0,01	99,67±0,07
P+ (%)	99,87±0,15	97,10±0,98

Los resultados de los indicadores estadísticos permiten comparar los dos métodos de clasificación. Para las señales de EMGs, el método RNA presentó mejor desempeño de clasificación respecto al método de MVS, con un error promedio de 0,1%, con una especificidad y sensibilidad sobre el 99,5%. La RNA

mostró ser un método más robusto en presencia de falsos positivos durante el reconocimiento de patrones.

La Figura 4 muestra la envolvente de EMGs durante las actividades de F-E y L-S para dos sujetos. Todas las figuras muestran baja activación de los músculos del tronco, sin embargo, su inicio/final corresponde a la activación de los músculos de la pierna. El mejor tiempo de inicio fue obtenido en el nivel C7 del

## Agradecimientos

Los autores agradecen a la CAPES-Brasil y Senescyt-Ecuador.

## Referencias

- [1] Aguilar-Sierra, H., Lopez, R., Wen Yu, Salazar, S., Lozano, R., (2014) "A Lower Limb Exoskeleton with Hybrid Actuation", EMBS

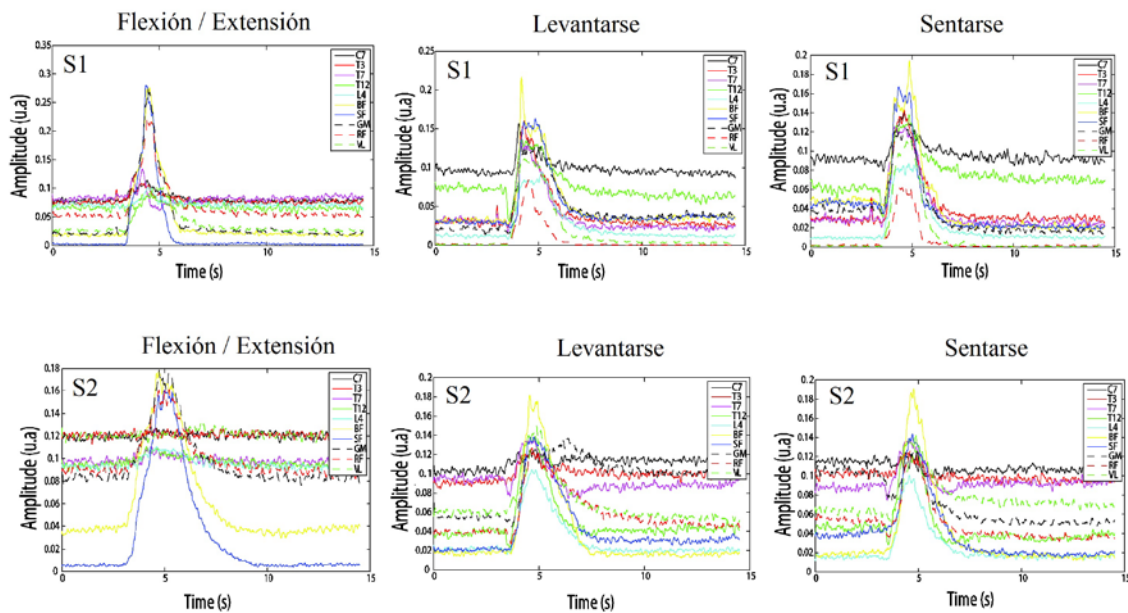


Figura 4: Envolvente de la señal sEMG durante las actividades de F-E y L-S para dos sujetos.

tronco ( $449 \pm 229,9$  ms) y S de la pierna ( $416 \pm 98,8$  ms) durante la F-E. Durante la acción de levantarse el mejor tiempo de inicio lo presentaron L4 del tronco ( $660 \pm 71.2$  ms) y VL de la pierna ( $536 \pm 145.5$  ms). Para la actividad de sentarse el mejor inicio lo obtuvo T7 del tronco ( $707 \pm 101.6$  ms) y de la pierna VL ( $671 \pm 180.9$  ms).

## 4 CONCLUSIONES

Los métodos presentados para analizar las señales EMGs/EEG sugieren ser factibles en la detección y reconocimiento de la intención de movimiento de la rodilla, con el propósito de integrar dicha información a una estrategia de control de un exoesqueleto de rodilla. Los músculos del tronco pueden ser considerados para reconocer el inicio/fin de la flexión y extensión de la rodilla. En trabajos futuros se plantea utilizar los métodos propuestos para implementar un controlador difuso al exoesqueleto ALLOR para aplicaciones en marcha.

International Conference on Biomedical Robotics and Biomechanics, pp. 695–700.

- [2] Aguirre-Ollinger, G., Colgate, J.E., Peshkin, M.A., Goswami, A., (2007) "A 1-DOF assistive exoskeleton with virtual negative damping: effects on the kinematic response of the lower limbs", IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems. pp. 1938–1944.
- [3] Anam, K., Al-Jumaily, A.A., (2012) "Active Exoskeleton Control Systems: State of the Art", Procedia Eng. 41, 988–994.
- [4] Belda-Lois, J.-M., Horno, S.M., Bermejo-Bosch, I., Moreno, J.C., Pons, J.L., Farina, D., Iosa, M., Molinari, M., Tamburella, F., Ramos, A., Caria, A., Solis-Escalante, T., Brunner, C., Rea, M., (2011) "Rehabilitation of gait after stroke: a review towards a top-down approach", J. NeuroEngineering Rehabil. 8, 66.

- [5] Bortole, M., Venkatakrishnan, A., Zhu, F., Moreno, J.C., Francisco, G.E., Pons, J.L., Contreras-Vidal, J.L., (2015) "The H2 robotic exoskeleton for gait rehabilitation after stroke: early findings from a clinical study", *J. NeuroEngineering Rehabil.* 12, 54.
- [6] Ceccato, J.-C., de Sèze, M., Azevedo, C., Cazalets, J.-R., (2009) "Comparison of Trunk Activity during Gait Initiation and Walking in Humans", *PLoS ONE* 4, e8193.
- [7] Chen, G., Chan, C.K., Guo, Z., Yu, H., (2013) "A review of lower extremity assistive robotic exoskeletons in rehabilitation therapy", *Crit. Rev. Biomed. Eng.* 41, 343–363.
- [8] Delisle-Rodríguez, D., Villa-Parra, A.C., Bastos, T., Frizera-Neto, A., López-Delis, A., (2015) "An Exploration of the Erector Spinae Muscle for Knee Exoskeleton Control", *IFMBE Proceedings*. Springer International Publishing, pp. 994–997.
- [9] Esquenazi, A., Talaty, M., Packel, A., Saulino, M., (2012) "The ReWalk Powered Exoskeleton to Restore Ambulatory Function to Individuals with Thoracic-Level Motor-Complete Spinal Cord Injury" *Am. J. Phys. Med. Rehabil.* 91, 911–921.
- [10] Farris, R.J., Quintero, H.A., Goldfarb, M., 2011. "Preliminary Evaluation of a Powered Lower Limb Orthosis to Aid Walking in Paraplegic Individuals", *IEEE Trans. Neural Syst. Rehabil. Eng.* 19, 652–659.
- [11] Fleischer, C., Reinicke, C., Hommel, G., (2005) "Predicting the intended motion with EMG signals for an exoskeleton orthosis controller", *Intelligent Robots and Systems*, pp. 2029–2034.
- [12] Hassan, M., Kadone, H., Suzuki, K., Sankai, Y., (2012) "Exoskeleton robot control based on cane and body joint synergies", *Intelligent Robots and Systems (IROS)*, pp. 1609–1614.
- [13] Hussain, S., Xie, S.Q., Jamwal, P.K., (2013) "Adaptive impedance control of a robotic orthosis for gait rehabilitation", *IEEE Trans. Cybern.* 43, 1025–1034.
- [14] Jiménez-Fabián, R., Verlinden, O., (2012) "Review of control algorithms for robotic ankle systems in lower-limb orthoses, prostheses, and exoskeletons". *Med. Eng. Phys.* 34, 397–408.
- [15] Lobo-Prat, J., Kooren, P.N., Stienen, A.H., Herder, J.L., Koopman, B.F., Veltink, P.H., (2014) "Non-invasive control interfaces for intention detection in active movement-assistive devices". *J. NeuroEngineering Rehabil.* 11, 168.
- [16] Novak, D., Riener, R., (2015) "A survey of sensor fusion methods in wearable robotics". *Robot. Auton. Syst.* 73, 155–170.
- [17] Pfurtscheller, D.G., Neuper, C., Berger, J., (1994) Source localization using event-related desynchronization (ERD) within the alpha band. *Brain Topogr.* 6, 269–275.
- [18] Pfurtscheller, G., Lopes da Silva, F.H., (1999) "Event-related EEG/MEG synchronization and desynchronization: basic principles. *Clin. Neurophysiol. Off. J. Int. Fed. Clin. Neurophysiol.* 110, 1842–1857.
- [19] Pons, J.L., (2008) *Wearable robots: biomechatronic exoskeletons*. Wiley, N.J.
- [20] Prange, G.B., Jannink, M.J.A., Groothuis-Oudshoorn, C.G.M., Hermens, H.J., Ijzerman, M.J., 2006. "Systematic review of the effect of robot-aided therapy on recovery of the hemiparetic arm after stroke". *J. Rehabil. Res. Dev.* 43, 171–184.
- [21] Sankai, Y., (2011) "Hal: Hybrid assistive limb based on cybernetics", *Robotics Research*. Springer, pp. 25–34.
- [22] Tsukahara, A., Hasegawa, Y., Eguchi, K., Sankai, Y., (2015) "Restoration of Gait for Spinal Cord Injury Patients Using HAL With Intention Estimator for Preferable Swing Speed", *IEEE Trans. Neural Syst. Rehabil. Eng.* 23, 308–318.
- [23] Villa-Parra, A.C., Broche, L., Delisle-Rodríguez, D., Sagaró, R., Bastos, T., Frizera-Neto, A., (2015) "Design of active orthoses for a robotic gait rehabilitation system", *Front. Mech. Eng.* 10, 242–254.
- [24] Villa-Parra, A.C., Delisle-Rodríguez, D., López-Delis, A., Bastos-Filho, T., Sagaró, R., Frizera-Neto, A., (2015) "Towards a Robotic Knee Exoskeleton Control Based on Human Motion Intention through EEG and sEMG signals", *Procedia Manuf.* 3, 1379–1386.
- [25] Viteckova, S., Kutilek, P., Jirina, M., (2013) "Wearable lower limb robotics: A review", *Biocybern. Biomed. Eng.* 33, 96–105.

- [26] Waldner, A., Tomelleri, C., Hesse, S., (2009) “Transfer of scientific concepts to clinical practice: recent robot-assisted training studies”. *Funct. Neurol.* 24, 173–177.
  
- [27] Yoshimoto, T., Shimizu, I., Hiroi, Y., Kawaki, M., Sato, D., Nagasawa, M., (2015) “Feasibility and efficacy of high-speed gait training with a voluntary driven exoskeleton robot for gait and balance dysfunction in patients with chronic stroke: nonrandomized pilot study with concurrent control”, *Int. J. Rehabil. Res.* 38, 338–343.
  
- [28] Zecca, M., Micera, S., Carrozza, M.C., Dario, P., (2002) “Control of multifunctional prosthetic hands by processing the electromyographic signal”. *Crit. Rev. Biomed. Eng.* 30, 459–485.



## ESTRATEGIAS DE NAVEGACIÓN PARA EL CONTROL DE UNA SILLA DE RUEDAS A TRAVÉS DE UN SISTEMA BCI

Ricardo Ron-Angevin

Dpto. Tecnología Electrónica, ETSI Telecomunicación, Universidad de Málaga, rron@uma.es  
Francisco Velasco-Álvarez, Álvaro Fernández-Rodríguez, Francisco Javier Vizcaíno-Martín, Antonio Díaz-  
Estrella

Dpto. Tecnología Electrónica, ETSI Telecomunicación, Universidad de Málaga  
fvelasco@dte.uma.es, {afernandez, fjvizcaino, adiaz}@uma.es

### Resumen

*Controlar una silla de ruedas requiere poder ofrecer varios comandos de navegación. Cuando se trata de controlar dicha silla de ruedas mediante un sistema BCI, una posibilidad de ofrecer varios comandos de navegación es asociar una tarea mental para cada comando, siendo necesario discriminar entre un elevado número de tareas mentales con el consecuente incremento en los porcentajes de error. Con la finalidad de proporcionar diferentes comandos de navegación sin empeorar las prestaciones del sistema BCI, nuestro grupo de trabajo (UMA-BCI) ha estado trabajando sobre un paradigma basado en la discriminación de sólo dos tareas mentales (una tarea mental de activación frente a otra tarea mental) permitiendo la selección de cuatro comandos de navegación diferentes. La evolución de dicho paradigma ha pasado por varias fases, como es el paso de un sistema síncrono a uno asíncrono, permitiendo al sujeto decidir en qué momento escoger un comando, pasar de realizar movimientos discretos del dispositivo a movimientos continuos, o pasar de controlar el sistema a través de una interfaz auditiva en lugar de una visual. Si bien el paradigma ha sido probado con eficacia para navegar en entornos virtuales e incluso para controlar robot reales, cuando se trata de controlar una silla de ruedas se hace necesario buscar estrategias de navegación que faciliten dicho control. En este trabajo se proponen diferentes estrategias con el fin de garantizar un control lo más óptimo posible de una silla de ruedas a través de una Interfaz Cerebro-Computadora.*

**Palabras Clave:** Sistema BCI, paradigma de control, imagen motora, silla de ruedas.

### 1 INTRODUCCIÓN

Una Interfaz Cerebro-Computadora, o sistema BCI (*Brain-Computer Interface*), es un sistema que hace uso de la actividad eléctrica del cerebro para controlar un componente externo. Una de las principales finalidades de estos sistemas es la de dotar al cerebro de un nuevo canal no muscular que permita a personas que sufren importantes deficiencias en sus funciones motoras (por ejemplo, personas afectadas de esclerosis lateral amiotrófica) enviar mensajes y órdenes al mundo exterior [20].

Para la comunidad científica relacionada con estos sistemas, una de las aplicaciones más importantes es aquella que permitiría a un paciente dirigir una silla de ruedas a través del control de sus señales EEG, ofreciéndole una mayor autonomía en el desplazamiento.

Algunas de las aplicaciones enfocadas a controlar una silla de ruedas a través de un sistema BCI hace uso de potenciales evocados, como los potenciales visuales estables (*Steady-State Visual Evoked Potential*, SSVEP) [5] o el potencial P300 [3]. Sin embargo, la mayoría de los trabajos existentes se basan en la discriminación de tareas mentales que generen distintos patrones EEG, asociando cada tarea mental a un comando de navegación. Entre estos trabajos están los que discriminan entre dos tareas mentales para ofrecer únicamente dos comandos de navegación [12], [1], los que discriminan entre tres tareas mentales para ofrecer tres comandos de navegación [14], [6], e incluso un trabajo en el que se discrimina entre cuatro tareas mentales para ofrecer cuatro comandos de navegación [2].

De los sistemas existentes, aquellos basados en la discriminación de tareas mentales son los que ofrecen

más autonomía a los sujetos, siendo necesario discriminar entre un elevado número de tareas mentales para poder proporcionar un mayor número de comandos de navegación. Sin embargo, tal y como sugieren varios estudios, incrementar el número de tareas mentales a discriminar empeoran las prestaciones de un sistema BCI, siendo necesario discriminar sólo entre dos tareas mentales para minimizar los errores de clasificación [4], [7], con el consecuente problema de la reducción de los comandos de navegación.

Con la finalidad de proporcionar diferentes comandos de navegación sin empeorar las prestaciones del sistema BCI, nuestro grupo de trabajo (UMA-BCI) ha estado trabajando sobre un paradigma basado en la discriminación de sólo dos tareas mentales (una tarea mental de activación frente a otra tarea mental) permitiendo la selección de cuatro comandos de navegación diferentes [8]. La evolución de dicho paradigma ha pasado por varias fases, como es el paso de un sistema síncrono a uno asíncrono, permitiendo al sujeto decidir en qué momento escoger un comando [15], pasar de realizar movimientos discretos del dispositivo a movimientos continuos [16], o pasar de controlar el sistema a través de una interfaz auditiva en lugar de una visual [17]. En estos trabajos, el control de dicho paradigma ha sido probado en entornos virtuales para el control de un robot o de una silla de ruedas virtual sin embargo, también ha sido probado para el control de un robot real, siendo éste dirigido para desplazarse con movimientos continuos y con posibilidad de escoger entre cuatro comandos (adelante, atrás, derecha, izquierda, además de detenerse) [18].

El siguiente paso ha sido aplicar dicho paradigma al control de una silla de ruedas. En el presente trabajo se pretende describir las diferentes estrategias de navegación que han sido probadas para mejorar el control de la silla de ruedas mediante el paradigma basado en la discriminación de dos tareas mentales con el fin de ofrecer 4 comandos de navegación (avanzar, girar a la derecha, girar a la izquierda, retroceder) además de la opción de detener la silla.

## **2 MÉTODOLÓGÍA**

### **2.1 ADQUISICIÓN DE DATOS**

Básicamente comentar que para la adquisición de las señales EEG, éstas fueron registradas a través de 10 electrodos en configuración Laplaciana y localizados alrededor de las posiciones C3 y C4, y estando el electrodo de referencia de nuevo en la posición FPz. En cuanto a la amplificación de las señales se ha hecho uso de un amplificador actiCHamp (Brain Vision LCC) y electrodos activos, habiendo usado cómo frecuencia de muestreo para esta opción, 200Hz.

### **2.2 PROCESADO**

El procesado de la señal incluye extracción de características de las señales EEG y clasificación, y se ha basado en el procedimiento descrito en [9]. La extracción de características consiste en estimar la potencia media de la señal en tamaños de ventanas de medio segundo en una banda de frecuencia reactiva característica para cada sujeto e identificada manualmente al comparar los espectros de potencia de las trazas en 2 intervalos diferentes de 1 segundo: uno en el que el sujeto no está envuelto en ninguna actividad mental y otro en el que sí. El clasificador se basa en un análisis discriminante lineal (LDA), permitiendo obtener unos pesos del clasificador.

En las sesiones con feedback, el cálculo de las potencias medias para cada uno de los dos canales EEG (resultado de la configuración bipolar o Laplaciana) y el resultado de la clasificación son obtenidos en tiempo real (cada 32 ms) para mostrar, on-line, el feedback en pantalla.

### **2.3 PARADIGMA DE NAVEGACIÓN**

El paradigma de navegación propuesto para ofrecer varios comandos de navegación con solo dos tareas mentales es el que se muestra en la figura 1.

La interfaz de control usada para escoger uno de entre varios comandos es la que se describe a continuación. El sistema espera en un estado de no control (NC) en el que se muestra una interfaz NC. Dicha interfaz permite al sujeto permanecer en dicho estado NC (sin generar ningún comando) hasta que decida cambiar al estado CI (control intencionado), donde a través de una interfaz CI se puede seleccionar un comando de navegación. La interfaz NC consiste en una barra semi-transparente situada en el centro de la pantalla. La longitud de la barra, al igual que en la sesión de entrenamiento con feedback, se calcula, cada 32 ms, como resultado de la clasificación LDA, incrementando su longitud con la imaginación de movimientos de mano derecha (imagen motora, IM) y reduciéndola con la otra tarea mental (usualmente reposo). Cuando la barra supera un “umbral de selección” durante cierto “tiempo de selección” (figura 1, izquierda), ambos parámetros configurables para cada sujeto, el sistema cambia al estado CI. La interfaz CI consiste en un círculo dividido en cuatro partes (en la figura 1b es tres partes), que corresponden a los cuatro posibles comandos de navegación (moverse adelante, girar a la derecha, retroceder o girar a la izquierda), con una barra en el centro que está continuamente rotando (a una velocidad de 24 grados por segundo, si bien dicha velocidad es configurable para cada sujeto). El sujeto puede extender la barra llevando a cabo la tarea de imaginación motora (IM) para seleccionar el comando al que apunta la barra (figura 1, derecha). La selección de un comando requiere que la barra



supere el mismo umbral durante el mismo tiempo que en la interfaz NC. Una vez un comando es seleccionado, se ejecuta la acción según la estrategia escogida (ver apartado 4).

Para el control de la silla de ruedas, el paradigma usado no es visual (como el que se muestra en la figura 1) sino auditivo. En efecto, los sujetos reciben indicaciones auditivas mientras interactúan con el sistema. Cuando los estados cambian de CI a NC, oyen la palabra “espera”, y en el cambio contrario, la palabra “adelante”, siendo éste el primer comando de la interfaz CI. Finalmente, cada vez que la barra apunta hacia un determinado comando, los sujetos oyen las correspondientes palabras (“adelante”, “derecha”, “atrás”, “izquierda”).

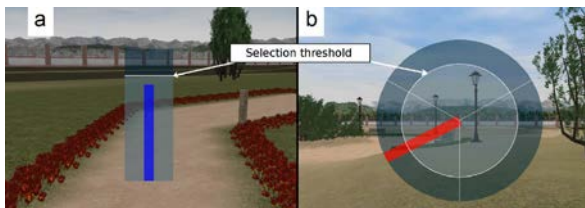


Figura 1: Interfaz de control: a) interfaz NC (izquierda); b) interfaz CI (derecha)

### 3 SILLA DE RUEDAS

En esta sección se va a describir la manipulación y transformación que se ha llevado a cabo sobre una silla de ruedas motorizada comercial para poder ser controlada a través del sistema BCI propuesto.

La silla de ruedas de partida es una Mistral de INVACARE. Ésta ha sido modificada de manera que su dirección y velocidad puedan ser controladas a través del ordenador (sobre el cuál corre la aplicación BCI). Sensores sónares distribuidos a lo largo de la silla proporcionan información sobre el estado y el entorno de la silla, además de ser usados para detener la silla en caso de presencia de un obstáculo muy cercano.

Para el control de la silla se ha desarrollado una placa de control que emula los dos ejes analógicos del joystick, siendo dicha placa conectada directamente a la placa de control de la silla para sustituir el joystick actual. A través de una conexión USB, el ordenador es capaz de conectarse a la placa de la silla de ruedas y establecer unas posiciones del joystick virtual en tiempo real, determinando así la dirección y la velocidad de la silla. Por otro lado, la placa desarrollada incluye un bus IIC que comunica con una serie de sensores que contabilizan el número de giros de las ruedas, un magnetómetro, un acelerómetro y con el conjunto de sensores sónares descritos anteriormente.

La placa es controlada por una aplicación (que puede estar ubicada en la misma computadora sobre la cuál se realiza todo el tratamiento de las señales EEG o

sobre otra distinta vía TCP) responsable de traducir los comandos de alto nivel proporcionados por el sistema BCI (adelante, atrás, derecha, izquierda) a posiciones del joystick virtual, encargado de desplazar la silla.

Después de una fase de calibración, el magnetómetro puede ser usado como brújula digital cuya información es a su vez usada por la aplicación para corregir las pequeñas variaciones de dirección cuando la silla avanza o retrocede o, sencillamente, para realizar giros discretos de un determinado número de ángulos. Igualmente, como complemento al magnetómetro se ha desarrollado un “encoder” capaz de contabilizar el número de vueltas ejecutadas las ruedas y así estimar la posición y distancia recorrida. En el caso del acelerómetro, éste es usado para detectar la inclinación de la silla y reducir su velocidad, o detenerla, en caso de encontrarse ante una rampa de pendiente peligrosa.

En cuanto al conjunto de sónares, estos son usados también para trazar un mapa de navegación en tiempo real. Con la información proporcionada por los sónares, la aplicación establece un mapa de probabilidades de ocupación de la silla de ruedas. Cuando algún sónar detecta un obstáculo a una cierta distancia, la zona involucrada modifica su probabilidad de ocupación impidiendo que la silla se dirija hacia ella. En la figura se muestra un diagrama de bloques del sistema de control de la silla de ruedas y en la figura 4, el prototipo de la silla de ruedas.

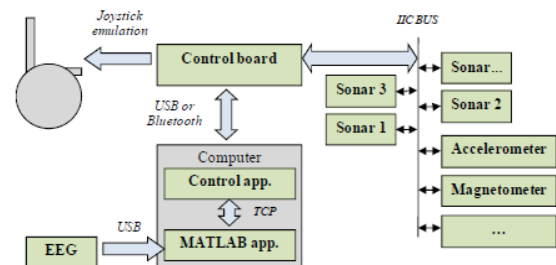


Figura 2: Diagrama de bloques del sistema de control de la silla de ruedas



Figura 3: Silla de ruedas controlada por el sistema BCI



## 4 ESTRATEGIAS DE NAVEGACIÓN

### 4.1 MODO DISCRETO

El primer paradigma de navegación que fue probado sobre la silla de ruedas hacía uso de comandos discretos. Los experimentos se llevaron a cabo en una sala de la ETSI de Telecomunicación de la Universidad de Málaga. Haciendo uso de sillas estratégicamente distribuidas se estableció un camino cuyo esquema e imagen pueden verse en la figura 4.

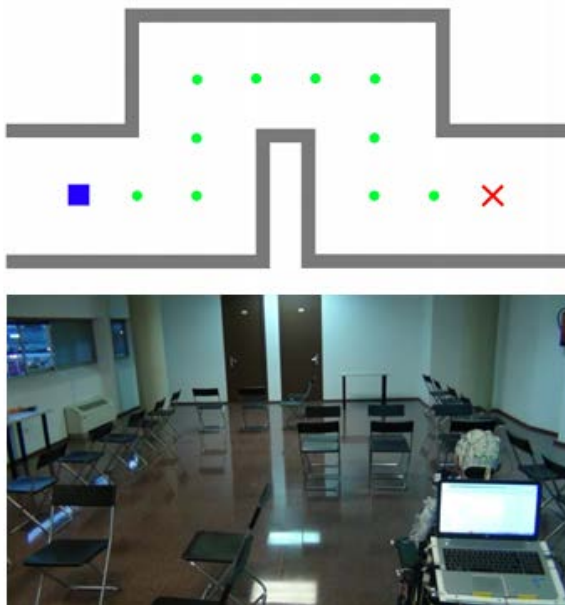


Figura 4: Camino establecido en el modo discreto

El objetivo de la prueba consistía en desplazarse desde el principio del camino (cuadrado azul) hasta el final (cruz). En este caso los comandos eran discretos, es decir, que una vez que el sujeto alcanzaba un comando llevando a cabo la tarea mental de imaginación motora, dicho comando se ejecutaba llevando a cabo movimientos discretos de la silla. Finalizado el movimiento, la silla se detenía hasta que el sujeto escogiera un nuevo comando. En el caso de que los comandos fuesen avanzar o retroceder, el desplazamiento de la silla era de 1 m (separación entre dos puntos verdes del camino). En cuanto a los giros, éstos eran de 90°. Resultados de este experimento realizados sobre 3 sujetos pueden verse en [13].

### 3.2 MODO CONTINUO

Tras realizar el experimento en modo discreto se pasó a probar el control de la silla de ruedas en modo continuo. En este caso, si bien la interfaz de control era la misma (la correspondiente a la figura 1 pero en modo auditivo), la ejecución de los comandos se realizaba de manera distinta. En este caso, si el sujeto quería llevar a cabo un determinado comando, debía de nuevo seleccionar dicho comando llevando a cabo la tarea mental de imaginación motora sin embargo, a diferencia del modo discreto, el sujeto debía mantener el comando seleccionado todo el tiempo que quisiera que la silla llevara a cabo la acción del comando seleccionado (avanzar, girar, retroceder). Sólo cuando el sujeto dejaba de seleccionar el comando mediante la tarea mental de reposo, la silla se detenía. El experimento que se llevó a cabo demostró la dificultad que supuso para los sujetos el control en este modo ya que estos debían realizar un gran esfuerzo de concentración para mantener el comando seleccionado durante el tiempo deseado. En la figura 5 se muestra una imagen de un sujeto sobre la silla de ruedas realizando el recorrido establecido. En [10] pueden verse los resultados presentados sobre un único sujeto.



Figura 5: El sujeto durante la ejecución de la tarea en modo continuo.

### 3.3 MODO SWITCH

Debido a la complejidad que supuso el control de la silla de ruedas en modo continuo a causa del esfuerzo de concentración que suponía mantener el comando durante cierto tiempo, se configuró el paradigma de navegación en un nuevo modo de trabajo: el modo switch. Dicho modo de control ya ha sido probado con éxito para controlar un robot [11] y en [19] se presentan resultados preliminares sobre un único sujeto. En este último modo, la selección de los comandos de giro seguía siendo en modo continuo, es decir, que el sujeto debía mantener activo el comando de giro todo el tiempo que quisiese girar la silla, y todo ello con el fin de proporcionarle libertad en los grados de giro. Sin embargo, es en el comando

avanzar donde realmente se aplicaba el modo switch. En dicho modo, para hacer avanzar la silla de rueda, el sujeto debía seleccionar el comando avanzar tal y como lo hacía en el modo discreto (es decir, llevando a cabo la tarea MI hasta que se alcanzara el comando). Una vez seleccionado, se ejecutaba la acción de avanzar pero el sujeto podía volver al estado de relajación sin tener que preocuparse por mantener el comando activo. Para detener la silla, el sujeto volvía a realizar la acción MI hasta alcanzar de nuevo el comando avanzar y entonces, la silla se detenía. Los resultados preliminares mostrados en [19] muestran que dicha estrategia de navegación parece una alternativa muy eficaz para facilitar el control de la silla de ruedas.

## 4 CONCLUSIONES

En este trabajo se ha presentado unos avances preliminares de posibles estrategias de navegación que pueden llevarse a cabo para controlar una silla de ruedas a través de un sistema BCI basado en la discriminación de sólo dos tareas mentales. Evidentemente los resultados son muy preliminares y requieren de un mayor número de pruebas sin embargo, adelantan que es necesario trabajar sobre el diseño de estrategias de navegación y adaptarlas a cada sujeto. Como siempre el objetivo final es permitir que una persona con discapacidad pueda hacer uso de su actividad cerebral para controlar, de manera fácil y fiable, una silla de ruedas, dotándole de este modo de cierta autonomía en el desplazamiento.

### Agradecimientos

Este trabajo ha sido parcialmente financiado por el Ministerio de Economía y Competitividad y por fondos Europeos FEDER a través del proyecto LICOM (DPI2015-67064-R (MINECO/FEDER)).

### Referencias

- [30] Carra M. and A. Balbinot, "Evaluation of sensorimotor rhythms to control a wheelchair," in *Biosignals and Biorobotics Conference (BRC)*, 2013 ISSNIP, 2013, pp. 1–4.
- [29] Hema C.R., M. P. Paulraj, S. Yaacob, A. H. Adom, and R. Nagarajan, "Software Tools and Algorithms for Biological Systems," vol. 696, pp. 565–572, 2011.
- [2] Iturrate I., J. Antelis, and J. Minguez, "Synchronous EEG brain-actuated wheelchair with automated navigation", in *Robotics and Automation*, 2009. ICRA '09. IEEE International Conference on, pp. 2318–2325, 2009.
- [8] Kronegg, J., Chanel, G., Voloshynovskiy, S. & Pun, T., (2007) "EEG-based synchronized brain-computer interfaces: A model for optimizing the number of mental tasks". *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 15(1), pp. 50–58.
- [1] Mandel C., T. Lüth, T. Laue, T. Röfer, A. Gräser, B.Krieg-Brückner, L. Thorsten, T. Laue, R. Thomas, and A. Gr, "Navigating a smart wheelchair with a brain computer interface interpreting steady-state visual evoked potentials", *2009 IEEE/RSJ Int. Conf. Intell. Robot. Syst. IROS 2009*, pp. 1118–1125, 2009.
- [20] Millan J. del R., F. Galán, D. Vanhooydonck, E. Lew, J. Philips, and M. Nuttin, "Asynchronous non-invasive brain-actuated control of an intelligent wheelchair," *Annu. Int. Conf. IEEE Eng. Med. Biol. Soc.*, vol. 2009, pp. 3361–3364, 2009.
- [15] Obermaier, B., Neuper, C., Guger, C., & Pfurtscheller, G., (2001) "Information transfer rate in a five-classes brain-computer interface", *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 9(3), pp. 283–288.
- [18] Ron-Angevin, R., Díaz-Estrella, A., & Velasco-Álvarez, F., (2009) "A two-class brain computer interface to freely navigate through virtual worlds", *Biomedizinische Technik*, 54(3), pp. 126–133.
- [19] Ron-Angevin, R., & Díaz-Estrella, A., (2009) "Brain-Computer Interface: Changes In Performance Using Virtual Reality Techniques", *Neuroscience letters*, 449(2), pp. 123–127.
- [S] Ron-Angevin, R, Fernández-Rodríguez A., Velasco-Álvarez F, "Brain-Controlled Wheelchair through discrimination of two mental tasks" aceptado en SAI Intelligent Systems Conference 2016, Septiembre 20-21, Londres, UK.
- [S2] Ron Angevin R., Aurélie Debeyre, Yvan Marquet, Véronique Lespinet-Najib, Jean Marc André, "Brain Computer Interface: Comparison of two control modes to drive a virtual Robot", *European Scientific Journal (ESJ)*, 2015 (<http://eujournal.org/index.php/esj/article/view/6529/6254>)

- [9] Tanaka T., K. Matsunaga, and H. O. Wang, "Electroencephalogram-based control of an electric wheelchair," *IEEE Trans. Robot.*, vol. 21, no. 4, pp. 762–766, 2005.
- [Var] Varona-Moya S, Velasco-Álvarez F, Sancha-Ros S, Fernández-Rodríguez Á, Blanca MJ, Ron-Angevin R. Wheelchair Navigation with an Audio-cued , Two-Class Motor Imagery-based Brain-Computer Interface System. In: 2015 7th International IEEE/EMBS Conference on Neural Engineering (NER). 2015; p. 174–177
- [19] Vanacker G., J. del R Millán, E. Lew, P. W. Ferrez, F. G. Moles, J. Philips, H. Van Brussel, and M. Nuttin, "Context-based filtering for assisted brain-actuated wheelchair driving," *Comput. Intell. Neurosci.*, vol. 2007, p. 25130, 2007.
- [22] Velasco-Álvarez, F., & Ron-Angevin, R., (2009) "Asynchronous brain-computer interface to navigate in virtual environments using one motor imagery", in Cabestany, J. et al. (Eds.) *IWANN 2009, Part I, LNCS 5517*, pp. 698–705.
- [23] Velasco-Álvarez, F., Ron-Angevin, R., & Blanca-Mena, M. J., (2010) "Free virtual navigation using motor imagery through an asynchronous brain-computer interface", *Presence: Teleoperators and Virtual Environments*, 19(1), pp. 71–81.
- [24] Velasco-Álvarez, F., Ron-Angevin, R., da Silva-Sauer, L., Sancha-Ros, S., & Blanca-Mena, M. J., (2011) "Audio-cued SMR brain-computer interface to drive a virtual wheelchair", in Cabestany, J., Rojas, I., & Joya, G. (Eds.) *IWANN 2011, Part I, LNCS 6691*, pp. 337–344.
- [25] Velasco-Álvarez, F., Ron-Angevin, R., da Silva-Sauer, L., & Sancha-Ros, S., (2013). "Audio-cued motor imagery-based brain-computer interface: Navigation through virtual and real environments", *Neurocomputing*, 121(0), pp. 89–98.
- [N] Velasco-Álvarez F, Fernández-Rodríguez A., Ron-Angevin, R, "Switch mode to control a wheelchair through EEG signals", pendiente de aceptación en International Conference on Neurorehabilitation, ICNR2016, 18-21 October 2016, Segovia, Spain.
- [26] Wolpaw, J. R., Birbaumer, N., Heetderks, W. J., McFarland, D. J., Peckham, P. H., Schalk, G., Donchin, E., Quatrano, L. A., Robinson, C. J., & Vaughan, T. M., (2000) "Brain-computer interface technology: A review of the first international meeting", *IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering*, 8(2), pp. 164–173.
- [27] Wolpaw, J. R., McFarland, D. J., & Vaughan, T. M., (2000) "Brain-computer interface research at the Wadsworth center", *IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering*, 8(2), pp. 222–226.

## REHABILITACION DE MIEMBROS INFERIORES PARA PACIENTES POST-ICTUS UTILIZANDO KINECT, AMBIENTES VIRTUALES Y EMGs

Janaína Lyra\*, Nicolás Valencia\*\*, Berthil Longo\*, Gustavo Glasgio\*\*\*, Teodiano Freire Bastos\* \*\*  
\*Programa de Postgrado en Biotecnología – UFES – Av. Marechal Campos, 1468 - Maruipé | Vitória, Brasil  
|29043-900

\*\*Programa de Postgrado en Ingeniería Eléctrica– UFES – Av. Fernando Ferrari, 514, Goiabeiras | Vitória,  
Brasil | 29075-910

\*\*\*Departamento de Ingeniería Eléctrica – UFES – Av. Fernando Ferrari, 514, Goiabeiras | Vitória, Brasil |  
29075-910

[teodiano.bastos@ufes.br](mailto:teodiano.bastos@ufes.br)

### Resumen

*El accidente cerebrovascular (ictus) es una de las principales causas de discapacidades graves y persistentes en individuos de todo el mundo. Con el fin auxiliar la rehabilitación motora y la integración social de estas personas, este trabajo presenta un juego de rehabilitación que utiliza ambientes virtuales controlados por sensor de movimiento y señales electromiográficas superficiales (EMGs) para generar retroalimentación al paciente en tiempo real. Dicho juego tiene como objetivo ayudar en la rehabilitación de extremidades inferiores de pacientes post-ictus. El juego ha sido probado por voluntarios sin ningún tipo de impedimento físico, quienes lo evaluaron en términos de aplicabilidad, facilidad de uso, funcionalidad, motivación y experiencia del usuario, a través de los cuestionarios SUS, GAS y VEE. Como resultado, el juego ha sido evaluado positivamente por la mayoría de los voluntarios y, además, el sistema ha sido capaz de generar activación muscular de sus miembros inferiores.*

**Palabras Clave:** Tecnología de Asistencia, Ictus, EMGs, Rehabilitación, Juego Serio.

### 1 INTRODUCCIÓN

Las Tecnologías de Asistencia (TA) son recursos y técnicas que contribuyen para ampliar y ofrecer capacidades funcionales a personas con discapacidad. Como consecuencia, promueven inclusión social y una mejor calidad de vida de estas personas [1]. Una de las causas principales de discapacidad severa en todo el mundo es el ictus [2], que es un síndrome caracterizado por alteraciones neurológicas que se

producen debido a un fallo del suministro adecuado de sangre en el cerebro [3].

Hay dos tipos principales de accidente cerebrovascular: isquémico y hemorrágico. La prevalencia de ambos aumenta con la edad, lo que es verdaderamente preocupante, puesto que la población mundial está envejeciendo, debido al aumento en la esperanza de vida [4].

Mecanismos de aprendizaje motor operan durante la recuperación del accidente cerebrovascular, los cuales interactúan con el proceso de rehabilitación. Para obtener resultados óptimos, las técnicas de rehabilitación deben orientarse hacia déficits motores específicos de los pacientes y, eventualmente, combinarlos. Enfoques cuantitativos de control motor permiten realizar una diferenciación entre compensación y verdadera recuperación. De hecho, varios de los nuevos enfoques prometedores de rehabilitación se basan en las teorías del aprendizaje motor [5].

Este trabajo presenta una TA para rehabilitación de las extremidades inferiores de pacientes post-ictus, creando un ambiente motivador en el que el paciente es capaz de realizar actividades con seguridad, haciendo movimientos habitualmente utilizados en los ejercicios de rehabilitación, como la flexión y la extensión de la rodilla. El juego desarrollado utiliza un sensor de movimiento y un sensor de electromiografía de superficie (EMGs), siendo capaz de aportar una retroalimentación en tiempo real para el paciente, mostrando su nivel de activación muscular en la pantalla del juego. Además, el sistema guarda la información gráfica sobre la angulación en la articulación y también la señal EMGs, lo que permite una evaluación post-terapia sobre la amplitud

del movimiento realizado y la fuerza muscular ejercida por el paciente durante el juego.

Con el fin de evaluar el sistema desarrollado en términos de aplicabilidad, utilidad y funcionalidad, este ha sido evaluado, en su etapa inicial, por voluntarios sin ningún tipo de impedimento físico. Los resultados y conclusiones de dichos ensayos realizados se muestran más adelante.

## 2 MÉTODOS

### 2.1 TECNOLOGÍA DE ASISTENCIA

La TA desarrollada se compone de un Ambiente Virtual (AV), el cual es un juego serio en el que el usuario controla un avatar a través de movimientos corporales (determinados previamente por el fisioterapeuta), que se capturan por un sensor Kinect v2 (Figura 1). Además, el usuario es monitoreado mediante EMGs, que se utiliza para aportar un *biofeedback* en tiempo real para el usuario. Las señales electromiográficas se capturan a través del equipo BrainNet BTN 36, mostrado en la Figura 1.



Figura 1: A) Sensor Kinect v2; B) BrainNet BTN 36.

### 2.2 AMBIENTE VIRTUAL

El AV ha sido elaborado con el propósito de capturar la atención del usuario y mantenerlo motivado durante el ejercicio. El sistema desarrollado simula las actividades realizadas al esquiar, donde el esquiador debe llegar a la base de la montaña. Con el fin de hacerlo, el avatar tiene que saltar usando varias rampas. Durante la tarea de esquiar, el usuario permanece sentado, sin embargo, cuando el esquiador se acerca a las rampas, el usuario debe prepararse para hacer un movimiento de extensión o flexión de la rodilla, como se muestra en la Figura 2. Cuando el avatar llega a la rampa, el usuario debe alzar su pierna y, como resultado, el avatar salta, haciendo un truco. Se pueden ejecutar tres trucos diferentes, con diferentes valores, con en el AV, los cuales dependen del instante en el cual el paciente realiza el movimiento de extensión de pierna. Si se ejecuta al inicio de la rampa, el usuario adquiere 10 puntos. Sin embargo, si se ejecuta en el medio de la rampa, el usuario adquiere 15 puntos. Por otro lado, si el truco se ejecuta en la parte final de la rampa, el usuario adquiere 30 puntos. Los puntos de cada salto

se muestran en pantalla y se añaden a la puntuación total del jugador (paciente).

Además, cuando el usuario realiza los movimientos, él recibe una *biofeedback* en la pantalla, en función del nivel de activación muscular, lo que es considerado “bueno”, si la activación es baja, o “perfecto”, si la activación es alta, como se muestra en la Figura 3.

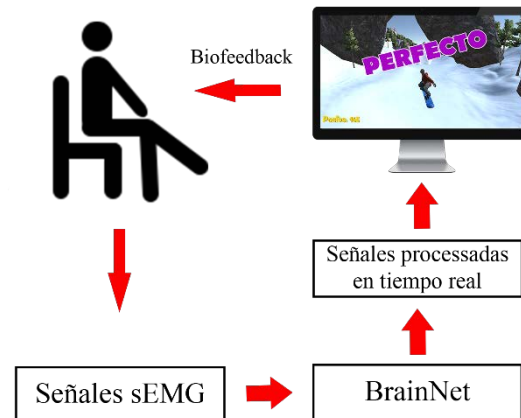


Figura 2: Esquema que muestra cómo funciona la TA.

### 2.3 ELECTROMIOGRAFÍA DE SUPERFICIE

La electromiografía de superficie (EMGs) es una herramienta no invasiva que se puede utilizar para evaluar el sistema neuromuscular, la cual refleja el grado de activación del músculo. Dicha técnica mide la diferencia de potencial en dos puntos de una fibra muscular, realizando una estimación de la fuerza generada durante la activación muscular.

Se utilizan dos electrodos bipolares, pasivos y desechables, hechos de plata y cloruro de plata, los cuales se colocan en la superficie de la piel del voluntario, por encima del músculo recto femoral en paralelo a la fibra muscular. Los electrodos de medición están separados por una distancia alrededor de los veinte milímetros, y también se utiliza un electrodo de referencia sobre la piel de la rodilla del voluntario. Pevio a la fijación de los electrodos, la piel del voluntario se desinfecta con alcohol a setenta por ciento, tal como es realizado por Hermens H J et al. [6].

### 2.4 EXPERIMENTOS

Los experimentos se han realizados con diez voluntarios sanos (La Figura 4 muestra uno de los voluntarios utilizando la TA). Cada uno de los



voluntarios ha utilizado el sistema tres veces consecutivas, totalizando cinco minutos de uso activo. Previamente a la actividad, todos los voluntarios recibieron explicaciones sobre el juego y cómo jugar de manera apropiada. Además, se les ha permitido hacer una sesión de adaptación, donde podían jugar hasta la completa comprensión del juego.



Figura 3: La retroalimentación (*biofeedback*) vista por el usuario.



Figura 4: Voluntarios usando la TA.

Antes de la realización de los experimentos, todos los voluntarios han firmado un formulario de consentimiento informado, donde se registra información como género y edad, como se muestra en la Tabla 1.

Tabla 1: Descripción de los voluntarios.

Genero		Edad	
Masculino	80%	18-23	20%
Femenino	20%	24-29	50%
		>30	30%

## 2.5 PARÁMETROS EVALUADOS

Para evaluar el sistema en términos de aplicabilidad, utilidad y funcionalidad, los voluntarios han respondido a los cuestionarios “Escala de Usabilidad del Sistema” (SUS, por sus siglas en inglés) y “Evaluación de Entorno Virtual” (VEE). Además, se ha utilizado la información sobre el tiempo de adaptación y la puntuación obtenida para responder al cuestionario “Escala de Metas Alcanzadas” (GAS).

El cuestionario SUS [7,8,9] es una herramienta fiable utilizada para medir la capacidad de uso de un sistema. Está compuesto por diez preguntas, cada una con cinco opciones de respuesta, que van desde "Muy de acuerdo" a "Muy en desacuerdo". Tras responder al cuestionario, las puntuaciones obtenidas por los voluntarios se normalizaron con el fin de generar porcentajes, tal como hecho en Sauro J [9]. Por otro lado, VEE [10,11] es un cuestionario compuesto de dos partes, la primera parte evalúa la motivación del usuario y la segunda parte evalúa la experiencia del usuario durante el uso del sistema. Las respuestas al cuestionario de VEE también van desde "Muy de acuerdo" a "Muy en desacuerdo".

Finalmente, el cuestionario GAS [12] evalúa y cuantifica el logro de metas alcanzadas, con los objetivos que se definen previamente por el investigador. En concreto, en este trabajo, el objetivo es obtener la puntuación y el tiempo de adaptación al sistema. La Tabla 2 muestra cómo se realiza la evaluación del cuestionario GAS. Enseguida, los valores adquiridos por cada voluntario se transforman en un solo valor numérico, de acuerdo con la siguiente fórmula:

$$T = 50 + C \cdot \sum Xi, \quad (1)$$

donde "Xi" representa la puntuación de cada meta alcanzada y "C" varía de acuerdo con el número de objetivos evaluados. Como comentado anteriormente, en esta investigación se evaluaron dos

objetivos, lo que implica que el valor de C es 6,2 [12,13].

El puntaje obtenido con GAS se distribuye normalmente y se interpreta de la siguiente manera: si el puntaje es igual a 50, los objetivos se han alcanzado como se esperaba; si el puntaje es superior a 50, los resultados han sido mejores de lo esperado; Por último, si el puntaje es inferior a 50, entonces los resultados han sido peores de lo esperado [12,13].

Tabla 2: Evaluación basada en el cuestionario GAS.

Resultados previstos	Puntaje	Puntaje obtenido	Tiempo de adaptación
Mucho menos de lo esperado	-2	Menos de 50%	Más de 1.5'
Menos de lo esperado	-1	50%-60%	1' -1.5'
Resultado esperado	0	60%-70%	40"-1'
Mejor de lo esperado	+1	70%-80%	30"-40"
Mucho mejor de lo esperado	+2	80% o más	Menos de 30"

### 3 RESULTADOS

El análisis de los valores obtenidos con el cuestionario SUS ha demostrado que el sistema ha sido evaluado positivamente por todos los usuarios, con la puntuación más baja del 80%.

Por otra parte, la evaluación obtenida con el cuestionario GAS implica que el sistema tiene un gran potencial para su aplicación en el entorno clínico, ya que su valor fue mayor que 50 en todos los casos.

Finalmente, el análisis del cuestionario VEE ha revelado que el ambiente virtual y el juego se han evaluado positivamente por la mayoría de los usuarios, con puntuaciones, para la motivación y experiencia del usuario, mayores o iguales al 80% y 70%, respectivamente. Solamente uno de los usuarios ha evaluado el sistema de forma negativa, con una puntuación en su motivación del 68%, y su experiencia de usuario con una puntuación del 38,75%.

Para tener una comprensión más detallada, se puede observar el gráfico de la Figura 5. El número de voluntarios se representa en el eje Y, y en el eje X se muestran los tres cuestionarios utilizados en la investigación. La puntuación máxima en todos los cuestionarios es de 100 puntos.

### 4 DISCUSIÓN

Las evidencias muestran una asociación positiva entre el entrenamiento motor, funcional, neuronal y la recuperación de la movilidad en pacientes post-ictus [14,15]. Por otra parte, en los últimos años las terapias alternativas que implican el uso de realidad virtual y juegos serios han ido ganando protagonismo [16,17], ya que los pacientes en tratamientos de rehabilitación requieren diversión, variedad e innovación, fomentando así la motivación y el compromiso durante las sesiones de tratamiento [14].

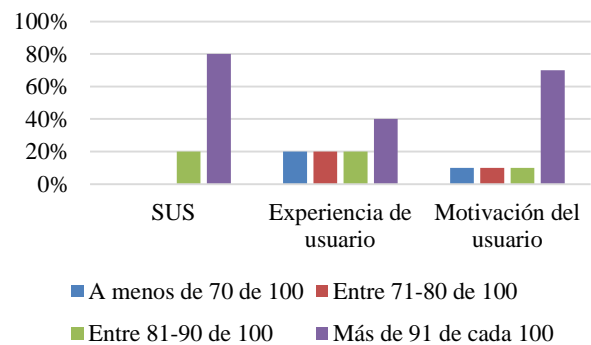


Figura 5. Gráfico que muestra los resultados de los cuestionarios utilizados para evaluar los experimentos.

El sistema desarrollado encaja perfectamente dentro de los preceptos de terapias alternativas que incluyen juegos y ambientes virtuales, con un enorme potencial para su aplicación en el entorno clínico. Además, el sistema ha tenido una gran aceptación por parte de la mayoría de los voluntarios, como lo demuestra el análisis de los cuestionarios.

Por otro lado, los ensayos revelaron unas pocas inconsistencias del sistema, como se evidencia por la evaluación de algunos voluntarios. Sin embargo, este tipo de inconsistencias era esperado, ya que esta ha sido una prueba piloto del prototipo desarrollado.

### 5 CONCLUSIONES

La tecnología de asistencia utilizada en este estudio ha demostrado que tiene un gran potencial para un futuro uso en el entorno clínico, ya que ha sido evaluada positivamente por la gran mayoría de usuarios. Por lo tanto, vamos a seguir trabajando para mejorar el sistema, con el objetivo de desarrollar una herramienta de rehabilitación más eficiente.

Además, este sistema ha demostrado ser capaz de proporcionar y obtener datos de rendimiento y resultados cuantitativos para cada usuario, lo cual es una característica importante para una futura



aplicación clínica. De esta manera, los terapeutas pueden utilizar dichos cuestionarios para cuantificar la mejora en la rehabilitación de sus pacientes. Por otra parte, a través del uso del *biofeedback* por medio de EMGs, ha sido posible comprobar el nivel de activación muscular obtenido durante cada uno de los ejercicios, en tiempo real.

### **Agradecimientos**

Esta investigación ha sido apoyada por la Universidade Federal do Espírito Santo (UFES), CAPES y por el CNPq/Brasil.

### **Referencias**

- [1] Bersch, R. *Introdução à tecnologia assistiva*. Porto Alegre: CEDI. 2008.
- [2] Allen L, Richardson M, McIntyre A, Janzen S, Meyer M, Ure D, Willems D, Teasell R. Community stroke rehabilitation teams: providing home-based stroke rehabilitation in ontario, Canada. *The Canadian Journal of Neurological Sciences*. 2014; 41(6): 697–703.
- [3] World Health Organization. Stroke, Cerebrovascular accident. [internet]. 2016 May [cited 2016 May 05]. Available from: [http://www.who.int/topics/cerebrovascular\\_accident/en/](http://www.who.int/topics/cerebrovascular_accident/en/).
- [4] Brown R, Whisnant J, Sicks J, O'Fallon W, Wiebers D. Stroke incidence, prevalence, and survival: secular trends in Rochester, Minnesota, through 1989. *Stroke; a Journal of Cerebral Circulation*. 1996; 27(3): 373-380.
- [5] Carr JH and Shepherd RB. *Stroke rehabilitation: guidelines for exercise and training to optimize motor skill*. 1st ed. Butterworth-Heinemann Medical; 2003.
- [6] Hermens H J, Freriks B, Disselhorst-Klug C, Rau G. Development of recommendations for EMGS sensors and sensor placement procedures. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 2000; 10(5): 361–374.
- [7] Brooke J. SUS-A quick and dirty usability scale. *Usability evaluation in industry*. 1996; 189(194): 4-7.
- [8] Brooke J. SUS: a retrospective. *Journal of Usability Studies*. 2013; 8(2): 29-40.
- [9] Sauro J. *A practical guide to the system usability scale: Background, benchmarks & best practices*. Mesuring Usability LLC. 2011.
- [10] Calvillo Gamez EH. *On the core elements of the experience of playing video games* [Doctoral dissertation]. London: University College London (UCL); 2009.
- [11] Savi R et al. Proposta de um modelo de avaliação de jogos educacionais. *RENOTE*. 2010; 8(3).
- [12] Kiresuk T, Smith A, Cardillo J. *Goal attainment scaling: Applications, theory, and measurement*. Psychology Press, 2014.
- [13] Turner-Stokes L. *Goal attainment scaling (GAS) in rehabilitation: a practical guide*. Clinical Rehabilitation. 2009.
- [14] Luker J, Lynch E, Bernhardsson S, Bennett L, Bernhardt J. Stroke survivors' experiences of physical rehabilitation: a systematic review of qualitative studies. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*. 2015; 96(6): 1698-1708.
- [15] Pollock A, Baer G, Campbell P, Choo P, Forster A, Morris J, Langhorne P. *Physical Rehabilitation Approaches for the Recovery of Function and Mobility After Stroke: Major Update*. *Stroke*. 2014; 45(10): e202–e202.
- [16] Kwakkel G, Kollen B, Krebs H. Effects of robot-assisted therapy on upper limb recovery after stroke: a systematic review. *Neurorehabilitation and Neural Repair*. 2007.
- [17] Laver K, George S, Thomas S, Deutsch J E, Crotty M. *Virtual Reality for Stroke Rehabilitation*. *Stroke*. 2012; 43(2): e20–e21.



## ANÁLISIS DE EMGs EN AMBIENTE DE REALIDAD VIRTUAL PARA REHABILITACIÓN DE MIEMBROS SUPERIORES DE PACIENTES POST-ICTUS

Vivianne F Cardoso<sup>1</sup>, Nicolás Valencia<sup>2</sup>, Flavia A Loterio<sup>1</sup>, Anselmo Frizera Neto<sup>2</sup>, Teodiano Freire Bastos<sup>1,2</sup>

<sup>1</sup>Programa de Postgrado en Biotecnología

<sup>2</sup>Programa de Postgrado en Ingeniería Eléctrica

Universidade Federal do Espírito Santo, Vitoria, Brasil

Email: teodiano.bastos@ufes.br

### Resumen

Recientemente juegos en ambientes de realidad virtual (RV) se han utilizado en diferentes métodos para mejorar los efectos de la terapia de rehabilitación [1]. Dichos juegos pueden proporcionar un ambiente variado en el que los individuos pueden mantener la motivación para practicar los movimientos necesarios para la rehabilitación. El objetivo de este estudio es analizar un ambiente de realidad virtual específicamente diseñado para complementar la rehabilitación convencional de las extremidades superiores de pacientes post-ictus. Los juegos desarrollados tienen como objetivo motivar al paciente para realizar movimientos de extensión del codo. Para desarrollar y evaluar dicho sistema, se han llevado a cabo experimentos con individuos sin deterioro motor ni neurológico. El puntaje promedio de los objetivos virtuales obtenidos por los participantes ha sido del 91,46%. Además, analizando la gráfica obtenida por la señal electromiográfica de superficie (EMGs), filtrada y rectificadas, se ha podido verificar la activación y co-activación de los músculos bíceps braquial (BB) y tríceps braquial (TB) responsables de la extensión y flexión del codo, respectivamente. El sistema ha sido evaluado a través de dos diferentes escalas: escala de usabilidad del sistema (SUS), obteniendo un resultado del  $81,4 \pm 9,42$ , y escala de logro de metas (GAS), con resultado de  $73,3 \pm 2,77$ . Lo anterior muestra una buena aceptación del sistema por parte de los participantes.

**Palabras Clave:** Neurorehabilitación, ictus, Juegos serios, Realidad Virtual.

### 1 INTRODUCCIÓN

El accidente cerebrovascular es una de las causas más comunes de muerte y es la causa principal de discapacidad persistente adquirida en adultos en todo

el mundo, siendo que la función motora aparece como uno de los síntomas más comunes post-ictus [2]. Cuando se ven afectadas las extremidades superiores, los pacientes son dependientes para realizar actividades sencillas del día a día, tales como alimentarse y vestirse, lo que es un gran impacto en la calidad de vida de estas personas.

Para minimizar el impacto de la lesión cerebral y promover la recuperación de los pacientes post-ictus, el proceso de rehabilitación es fundamental. Un aspecto importante que se debe considerar en la rehabilitación de estos pacientes post-ictus es la neuroplasticidad. La evidencia científica demuestra que el Sistema Nervioso Central (SNC) es maleable, lo que implica que tras una lesión se puede estimular la modificación del SNC humano con ejercicios repetitivos o estimulación sensorial. La plasticidad del cerebro post-ictus se refiere a las estructuras de regeneración y/o reorganización de la función neuronal, y está directamente relacionado con los principios de aprendizaje motor, tales como: movimiento próximo al normal, activación muscular centrada en la práctica de movimiento, atención enfocada en el movimiento y su repetición. [3].

La recuperación funcional de los déficits motores requiere una cantidad considerable de repeticiones de los movimientos para inducir cambios en la neuroplasticidad [4]. Sin embargo, el alto número de repeticiones puede ser un requisito problemático para las intervenciones que requieren movimientos simples y repetitivos, puesto que pueden causar monotonía y aburrimiento, reduciendo la atención y la motivación del paciente para completar el tratamiento.

Recientemente, se han utilizados ejercicios en un entorno de juego de realidad virtual (RV) en el proceso de rehabilitación, los cuales pueden proporcionar un ambiente variado y agradable, motivar la práctica de los movimientos repetitivos necesarios para la rehabilitación, y generar participación y mantener la atención del paciente

durante largos períodos de tiempo [1], pudiendo servir como un factor de motivación en términos de diversión, desafío y retroalimentación [5]. Además, a través del ambiente de RV, los pacientes pueden interactuar con varios ambientes sensoriales, aportando información en tiempo real sobre su rendimiento [2].

## 1.1 AMBIENTE DE REALIDAD VIRTUAL

Este estudio analiza un ambiente de realidad virtual desarrollado para la rehabilitación de miembros superiores en pacientes post-ictus. El entorno de realidad virtual ha sido desarrollado con el software Unity. Los tres juegos desarrollados (Figura 1) se basan en los principios de aprendizaje motor, y su objetivo es motivar al paciente para realizar movimientos de flexión y extensión del codo y antebrazo.

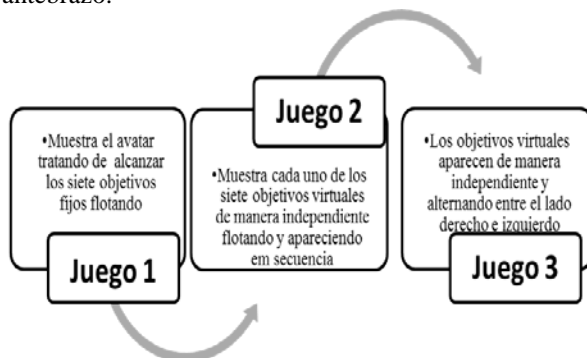


Figura 1: Los tres juegos desarrollados en este trabajo.

En el juego, los objetivos virtuales se han ubicado dentro del arco funcional de movimiento de la articulación del codo del paciente, por lo general entre 30 y 130 grados, puesto que dicho arco permite la realización de diversas actividades diarias [6]. En el entorno virtual, el avatar repite los movimientos del paciente, donde el objetivo es recolectar todos los asteroides mostrados en el juego, en el menor tiempo posible (Figura 2).



Figura 2: Ambiente de realidad virtual desarrollado para el primer juego, mostrando los asteroides que se deben recolectar por el avatar.

## 2 MÉTODOS

Los voluntarios de este estudio han sido nueve personas, siendo cinco varones (edad: 28 años  $\pm$  3,31) y cuatro mujeres (edad: 30 años  $\pm$  5,47). Todos los voluntarios firmaron el formulario de consentimiento y aclarado. El estudio ha contado con la aprobación del Comité de Ética de la UFES, número 214/10.

Con el fin de evaluar la aplicabilidad del ambiente de RV, se ha desarrollado un protocolo para probar el entorno de realidad virtual. Este protocolo ha sido empleado por primera vez en sujetos sin deterioro neurológico ni motriz, siguiendo los siguientes criterios de inclusión: no tener alteración motora en la extremidad superior, problemas de audición o visuales, y poseer habilidades cognitivas y de lenguaje suficientes para entender y seguir las instrucciones.

### 2.1 PROTOCOLO EXPERIMENTAL

Durante los experimentos, el participante se ha ubicado a una distancia de entre 1,5 y 3,5 metros desde el dispositivo Kinect. La señal electromiográfica de superficie (EMGs) se ha sido adquirido en los músculos bíceps (BB) y tríceps (TB). La colocación de los electrodos se ha llevado a cabo según las recomendaciones del SENIAM (Surface ElectroMyoGraphy for the Non-Invasive Assessment of Muscles) [7]. El electrodo de referencia se ha ubicado en la apófisis estiloides del cúbito. Las grabaciones de EMGs se han hecho a través de un equipo de adquisición de señales de 8 canales (EMG System do Brasil Ltda.), utilizando una frecuencia de muestreo de 1 kHz. Cada juego ha tenido una duración de 30 segundos y se han realizado dos repeticiones con el brazo derecho y dos con el brazo izquierdo, y cada experimento ha tenido una duración total máxima de 50 minutos, entre la preparación de los participantes, el tiempo para adaptación al sistema, el juego, las pausas y los cuestionarios.

Para evaluar el sistema, se han utilizado los siguientes cuestionarios para evaluar el entorno de realidad virtual, en función de su aplicabilidad, funcionalidad y facilidad de uso: el *System Usability Scale* (SUS) [8] y el *Goal Attainment Scale* (GAS) [9], que en español se han traducido como “escala de usabilidad del sistema” y “escala de logro de metas”, respectivamente. Dichos cuestionarios se suelen utilizar para evaluar el grado de consecución de objetivos individuales para cada usuario durante la terapia.

## 2.2 PROCESAMIENTO DE LA SEÑAL ELECTROMIOGRÁFICA

Con el fin de eliminar el ruido del ambiente de la señal electromiográfica superficial (EMGs), se ha utilizado un filtro pasa-banda (10Hz - 250Hz), y para eliminar la interferencia de la red eléctrica (60Hz-80Hz) se ha utilizado un filtro Notch. Cada canal de señales de EMGs se ha normalizado según la amplitud máxima de la señal. Enseguida, la señal se ha procesado digitalmente y se ha obtenido la envolvente de la señal para cada canal, con el valor de la raíz cuadrática media (RMS) calculado y almacenado. El valor RMS se ha utilizado para evaluar el nivel de actividad de la señal EMGs, con la señal segmentada a través de una ventana deslizante de 500 muestras consecutivas.

La envolvente de la señal se ha transformado en un conjunto de valores discretos utilizando el algoritmo de agrupamiento *K-means clustering*. El propósito de este algoritmo es encontrar similitudes y formar conjuntos de datos a partir de esa semejanza. El conjunto de datos con los valores más bajos indica la existencia de tiempos de inactividad musculares, y, por lo tanto, los conjuntos con dichos valores indican un mayor momento de activación muscular [10]. En este estudio se ha utilizado un valor de  $K = 5$ .

## 3 RESULTADOS Y DISCUSIÓN

El ambiente de RV propuesto ha sido capaz de promover 12 movimientos de extensión del codo en 4 minutos. El promedio de éxito ha sido del  $91\% \pm 3,01$ . La Tabla 1 muestra el número de respuestas correctas para cada participante, representada por la letra P seguida de un número (P1, P2, P3, P4, P5, P6, P7, P8, P9).

Tabla 1- Cantidad total de aciertos sumando los juegos 1,2 y 3.

Participante	Número de aciertos	Porcentaje de aciertos
P1	66	94,29%
P2	63	90,00%
P3	63	90,00%
P4	60	85,71%
P5	66	94,29%
P6	62	88,57%
P7	67	95,71%
P8	64	91,43%
P9	65	92,86%
<b>Media</b>	<b>±64</b>	<b>±91,43%</b>
<b>Desviación Estandar</b>	<b>±2,108</b>	<b>±3,010</b>

Para evaluar el nivel de contracción del músculo del participante de la investigación, la señal electromiográfica bruta pasa por la rectificación de onda completa, generando un valor absoluto de la señal, que proporciona una buena indicación del nivel de contracción muscular [11]. La Figura 3 muestra el procesamiento de la señal filtrada y rectificada (se muestra en azul). La envolvente de la señal se representa por la línea de color negro; y el agrupamiento de cada muestra se muestra por un gráfico de barras de color gris que representa cinco conjuntos con muestras combinadas.

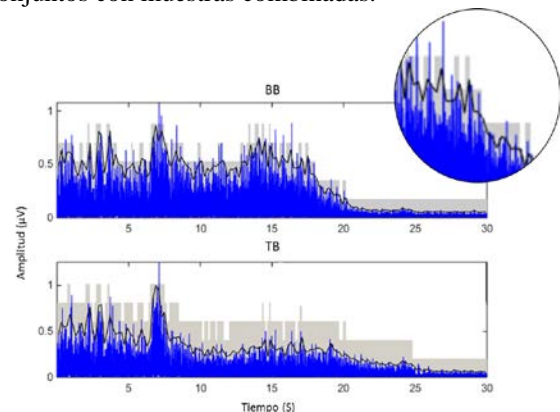


Figura 3: Señales electromiográfica procesadas. Señales captadas en los músculos BB (gráfico superior) y TB (gráfico inferior) durante el Juego 1 (experimento 2 - E2) realizada por el participante 1 (P1).

La Tabla 2 muestra la máxima activación muscular en microvoltios de los músculos BB y TB para cada participante, representado por la letra P seguida por el número (P1, P2, P3, P4, P5, P6, P7, P8 y P9) alcanzada durante los tres juegos en dos momentos diferentes: experimento 1 (E1) y el experimento 2 (E2). Para los juegos 1 y 2 se presentan también los resultados obtenidos con el brazo dominante (BD) y el brazo no dominante (BND).

El patrón que se encuentra generalmente en el miembro superior afectado por el accidente cerebrovascular es flexor, con la flexión del codo y pronación del antebrazo. Así, para mantener la amplitud de la articulación funcional es necesario que los extensores del codo consigan superar la espasticidad [11]. Así, uno de los objetivos de los juegos propuestos es motivar al paciente para realizar el movimiento de extensión del codo, con lo que es posible recopilar los datos con en el músculo principal responsable de la extensión del codo, el TB. Analizando los datos recogidos durante E1 (Tabla 2) en los juegos 1,2 y 3, se ha observado que en el Juego 1 siete de los nueve participantes (77,7%)

lograron una mayor activación muscular del TB cuando jugaron con el brazo dominante.

Tabla 2: Activación muscular máxima de BB y TB lograda durante los juegos 1,2 y 3. BB: bíceps braquial; TB: tríceps braquial; BD: Brazo dominante; BND: brazo no dominante; E1: Experimento 1; y E2: Experimento 2

Participante	Prueba	Juego 1				Juego 2				Juego 3	
		BB		TB		BB		TB		BB	TB
		BD	BND	BD	BND	BD	BND	BD	BND	BD	BD
P1	E1	0,881	1,149	1,017	1,685	1,524	1,687	0,916	1,056	6,194	1,194
	E2	0,689	1,605	0,978	1,535	2,216	2,343	2,395	1,041	1,166	0,644
P2	E1	1,166	1,149	0,819	1,685	2,582	2,582	0,813	0,954	0,883	0,787
	E2	1,205	1,205	1,512	1,512	1,651	2,872	1,440	1,765	0,928	0,833
P3	E1	0,581	2,359	0,566	2,484	1,682	1,596	0,418	1,112	1,069	1,098
	E2	0,949	1,369	2,514	1,660	2,022	2,469	4,045	3,065	0,928	0,833
P4	E1	1,826	1,826	1,957	1,959	3,481	1,300	1,367	1,35	0,832	0,708
	E2	2,33	1,922	1,917	4,015	4,475	1,706	1,561	1,052	0,469	0,641
P5	E1	1,564	1,903	2,026	2,933	1,856	4,702	1,481	6,448	2,064	1,039
	E2	0,776	2,683	0,688	5,627	2,616	4,249	2,745	5,467	1,560	1,228
P6	E1	1,028	1,072	0,813	0,813	1,166	1,166	0,906	0,906	1,347	1,078
	E2	0,728	0,728	1,238	1,238	1,377	0,956	0,959	1,144	2,507	0,898
P7	E1	0,849	2,377	1,063	1,545	0,490	1,094	0,713	0,668	0,838	1,015
	E2	0,528	0,917	0,734	1,053	0,552	0,818	0,760	0,899	0,768	2,311
P8	E1	1,758	2,763	1,097	0,943	2,362	1,358	1,426	1,675	1,532	1,595
	E2	1,919	1,382	3,628	2,396	1,754	0,933	1,874	3,110	0,847	1,189
P9	E1	1,314	0,919	1,467	1,497	1,589	1,489	1,096	1,511	0,597	1,424
	E2	0,811	0,701	0,892	0,789	0,556	1,250	0,759	1,947	0,603	0,748

Cuando el juego se llevó a cabo con el brazo no dominante, seis participantes (66,6%) lograron una mayor activación muscular del TB en comparación con el BB. En el Juego 2, solamente P1 y P7 (22,2%) mostraron una mayor activación muscular del TB cuando jugaban con BD, y cuatro de los nueve participantes (44,4%) cuando jugaban con el BND. En el Juego 3, cinco de los nueve participantes (55,5%) tienen la activación muscular máxima más alta del TB que cuando se juega con BD.

En E2 los participantes estaban más familiarizados con el ambiente de realidad virtual. Así, analizando los datos recogidos durante el Juego 1 (Figura 4), tanto con el BD cuanto con el BND, ocho de los nueve participantes (88,8%) lograron una activación muscular máxima aumentada en el TB en comparación con BB.

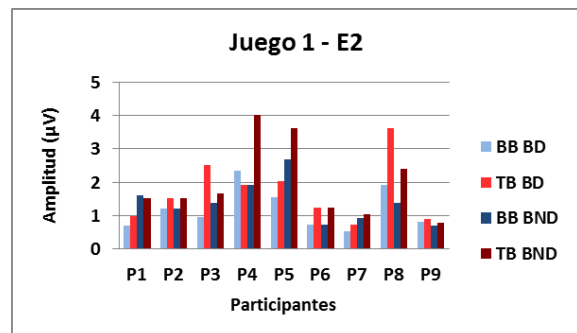


Figura 4: Activación muscular máxima de los músculos BB y TB, para cada participante, alcanzado en el Juego 1.

En el Juego 2 (Figura 5), tanto cuando los participantes jugaron con el BD cuanto con el BND, se ha encontrado una mayor activación muscular del TB en seis de los nueve participantes (66,6%).



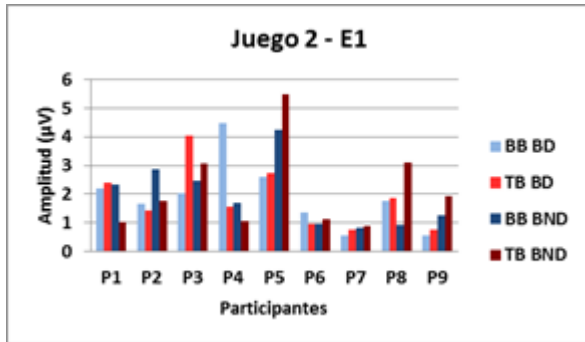


Figura 5: Activación muscular máxima de los músculos BB y TB, para cada participante, alcanzado en el Juego 2.

En el Juego 3 (Figura 6) cinco de los nueve participantes (55,5%) han tenido la activación muscular máxima más alta en el TB.

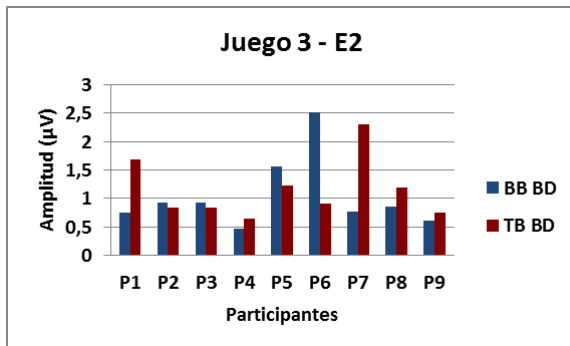


Figura 6: Activación muscular máxima de los músculos BB y TB, para cada participante, alcanzado en el Juego 3.

Analizando los vídeos de los experimentos y los gráficos de las señales capturadas en los juegos 2 y 3, se ha observado que cuando el músculo BB tiene una activación más alta durante el juego, es debido al desplazamiento de los participantes, ya que cuando se mueven, se alcanza la posición adecuada para coleccionar el objetivo virtual, y por esta razón, se realizan flexiones vigorosas el codo, afectando el músculo BB.

Por otro lado, cuando se vuelve a encontrar la posición adecuada para alcanzar los objetivos virtuales, el participante vuelve al movimiento de extensión, activando así el músculo TB.

En cuanto a los gráficos de las señales electromiográficas generadas durante los tres juegos, se ha observado una co-contracción del TB \ BB. En la Figura 7 se puede ver esta co-contracción durante el Juego 1.

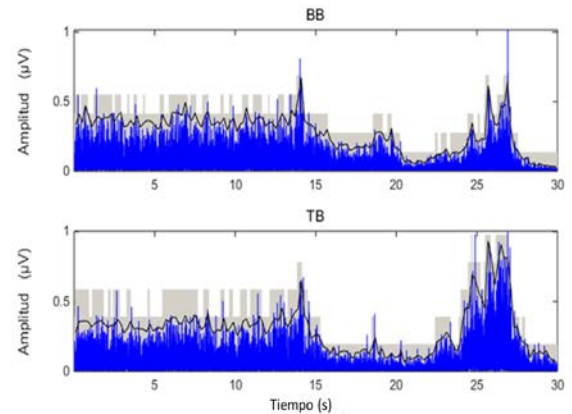


Figura 6: Gráfico de la señal electromiográfica mostrando la co-contracción de los músculos TB\BB durante el juego 1.

La co-contracción se produce cuando el músculo agonista se contrae al mismo tiempo que el antagonista, lo cual se produce cuando existe la necesidad de precisión. Las co-contracciones son comunes cuando una persona está aprendiendo una tarea, especialmente si es difícil; pero a medida que aprende la tarea, la actividad de co-contracción tiende a desaparecer [13].

Tras los experimentos, los participantes han respondido al cuestionario SUS (*System Usability Scale*), con el objetivo de evaluar el sistema desarrollado en las siguientes características: facilidad de uso y necesidad de ayuda profesional para usarlo. Por último, se han evaluado los objetivos esperados durante el uso del entorno de RV para el desempeño (número de visitas), y el tiempo necesario para la adaptación al sistema, a través de la escala GAS. La Tabla 3 muestra los valores obtenidos por los métodos de evaluación GAS y SUS para los experimentos.

Tabla 3: Valores obtenidos con SUS y GAS.

Participante	SUS	GAS
P1	92,50	74,80
P2	80,00	74,80
P3	87,70	74,80
P4	67,50	68,60
P5	82,50	74,80
P6	90,00	74,80
P7	50,00	74,80
P8	95,00	68,60
P9	85,00	74,80
<b>Media</b>	<b>±81,13</b>	<b>±73,37</b>
<b>Desviación Estandar</b>	<b>±3,40</b>	<b>±2,73</b>



El puntaje promedio del SUS ha sido del 81, siendo que los valores por encima de 68 se consideran por encima de la media, y por debajo de 68 están por debajo de la media [8]. Aunque el valor del SUS proporcionado por los voluntarios P4 y P7 esté por debajo de la media, para los demás voluntarios, el valor está por encima de la media (80), lo que indica que el entorno de realidad virtual se puede considerar como "bueno", según la escala del SUS.

Para el método de GAS, cuando el valor de  $T = 50$ , significa que se han alcanzado los objetivos como se esperaba; para  $T < 50$ , el resultado fue peor de lo esperado, y para  $T > 50$  el resultado fue mejor de lo esperado [9]. Como se muestra en la Tabla 4, los valores de  $T$  son superiores a 68.60, por lo tanto, de acuerdo con los resultados obtenidos en la realización de los experimentos, los objetivos se han logrado a una velocidad mayor de la esperada para todos los voluntarios.

#### 4 CONCLUSIONES

El ambiente de RV desarrollado ha sido capaz de proporcionar una retroalimentación de los resultados en función del puntaje obtenido en el juego y el número de movimientos realizados por el usuario. Como los objetivos virtuales se han fijado en ángulos correspondientes al arco de movimiento de extensión y flexión del codo humano, dicha retroalimentación ha permitido visualizar la activación de los músculos responsables de la flexión y la extensión del codo, así como una mayor activación del TB.

Debido a la necesidad de exactitud en el movimiento para alcanzar el objetivo y el hecho de que se trata del primer contacto de los participantes con el ambiente de realidad virtual, se resalta que se han podido observar co-contracciones en los músculos durante los experimentos. Como resultado de esta investigación, se ha podido verificar que los métodos de evaluación que se han utilizado han demostrado que el sistema es útil y eficiente, aunque se debe mejorar para atender a todos los requerimientos de los usuarios. El próximo paso de la investigación es validarlos en pacientes post-ictus.

#### Referencias

[1] Krakauer, J. W. (2006). Motor learning: its relevance to stroke recovery and neurorehabilitation. *Current opinion in neurology*, 19(1), 84-90.

[2] Sin, H., & Lee, G. (2013). Additional virtual reality training using Xbox Kinect in stroke

survivors with hemiplegia. *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation*, 92(10), 871-880.

- [3] Daly, J. J., & Ruff, R. L. (2007). Construction of efficacious gait and upper limb functional interventions based on brain plasticity evidence and model-based measures for stroke patients. *Scientific World Journal*, 7, 2031-2045.
- [4] Lohse, K. R., Hilderman, C. G., Cheung, K. L., Tatla, S., & Van der Loos, H. M. (2014). Virtual reality therapy for adults post-stroke: a systematic review and meta-analysis exploring virtual environments and commercial games in therapy. *PloS one*, 9(3), e93318
- [5] Slijper, A., Svensson, K. E., Backlund, P., Engström, H., & Sunnerhagen, K. S. (2014). Computer game-based upper extremity training in the home environment in stroke persons: a single subject design. *Journal of neuroengineering and rehabilitation*, 11(1), 1.
- [6] Neumann, D. A. (2013). *Kinesiology of the musculoskeletal system: foundations for rehabilitation*. Elsevier Health Sciences.
- [7] Hermens, H. J., Freriks, B., Merletti, R., Stegeman, D., Blok, J., Rau, G., ... & Hägg, G. (1999). European recommendations for surface electromyography. *Roessingh Research and Development*, 8(2), 13-54.
- [8] Brooke, J. (2013). SUS: a retrospective. *Journal of usability studies*, 8(2), 29-40.
- [9] Krasny-Pacini, A., Hiebel, J., Pauly, F., Godon, S., & Chevignard, M. (2013). Goal attainment scaling in rehabilitation: a literature-based update. *Annals of physical and rehabilitation medicine*, 56(3), 212-230.
- [10] Den Otter, A. R., Geurts, A. C. H., Mulder, T. H., & Duysens, J. (2007). Abnormalities in the temporal patterning of lower extremity muscle activity in hemiparetic gait. *Gait & posture*, 25(3), 342-352.
- [11] WINTER, D. (2009). *Biomechanics And Motor Control Of Human Movemen*, 2009
- [12] O'Sullivan, S. B., Schmitz, T. J., & Fulk, G. (2013). *Physical rehabilitation*. FA Davis.
- [13] Hall, S. J. (2007). *Basic biomechanics*. Boston, MA: McGraw-Hill.

## RGBD-based Serious Games for Fall Prevention in Elderly People

Ines Ayed<sup>1,2</sup>, Biel Moyà-Alcover<sup>2</sup>, Pau Martínez-Bueso<sup>3</sup>, Javier Varona<sup>2</sup>, Adel Ghazel<sup>1</sup>, Antoni Jaume-i-Capó<sup>2\*</sup>, Francisco J. Perales López<sup>2</sup>

<sup>1</sup>GresCom Lab. Ecole Supérieure des Communications de Tunis. Université de Carthage. Tunis. Unitat de Gràfics, Visió i Intel·ligència Artificial. Department de Ciències Matemàtiques i Informàtica. Universitat de les Illes Balears. Spain.

<sup>2</sup>Grup d'Investigació d'Evidència, Estils de Vida i Salut. Department d'Infermeria i Fisioteràpia. Universitat de les Illes Balears. Spain.

\* Corresponding author: antoni.jaume@uib.es

### Abstract

*Falls are a serious problem among older adults. Many research studies have reported that risk falls can be minimized with exercising and physical activity. This paper proposes a set of prototype games that include tasks for balance and postural control for elderly people. It can be integrated in rehabilitation programs in both clinics and home settings. A detailed description of games' design process and implementation details is provided. The physiotherapist has preliminarily validated the proposed games and a clinical trial to determine their effectiveness is planned as a further work.*

**Key Words:** Video game; Kinect; Falls; Elderly; Stepping; Balance.

## 1 Introduction

Ageing is a natural process that is generally accompanied with degradation in mobility and functioning capabilities. Thus elderly people are more prone to lose stability and fall. Some studies demonstrated that one third or more of the elderly subjects fall at least once per year [5], [2]. The fall rate also increases, among older adults, with age advancing [4]. Falls are considered as one of the main serious problems in the society because of its high health and social costs in addition to its negative effects on quality of life [11], [3].

To minimize its occurrence, risk factors have been investigated and it has been recommended to improve or maintain the functional abilities of the elderly [5], [22]. In fact, the WHO (World Health Organization) Heidelberg Guidelines for Physical Activity for Older Persons recommend that virtually all older persons should participate in physical activity on a regular basis. There are well-established physiological, psychological, and social benefits associated with participation in physical activity. With respect to falls prevention, regular physical

activity has been shown to prevent and/or lower an older person's risk for falling in community and home settings [32]. Regular participation in moderate physical activity as stepping was highlighted as a remedial for balance recovery and fall prevention [23], [29]. In fact, falls often occur when stepping in response to loss of balance since older adults fail to control lateral stability which is linked to lateral falls and risk of hip fracture [23], [28]. Besides, stepping reaction strategies vary between younger and older adults.

Elderly adults tend to perform crossover stepping that induces lateral instability associated with falls [24]. Also it is shown that trunk lateral movements in a seated position indicate mobility impairments in frail elderly individuals [13]. Furthermore, the evidence suggests that trunk muscles fulfill a critical role in the dynamic control of posture [6]. A link between trunk muscle function and physical function in older adults has been reported [12]. It is clear that these muscles are key components that contribute to functional stability [6].

Like stepping, reaching movements help to improve balance and postural control [15]. They also require the control of center of mass (COM) in interaction with the changing of base of support (BOS). These kinds of movements can be incorporated as exercises in recovery rehabilitation programs for walking ability, as an important element for the improvement of quality of life and the achievement of functional independence in daily life, and as one of the most important goals [17].

However, the rehabilitation process is often long and boring which make the participants abandon the therapy. With the introduction of computer vision techniques and virtual reality systems (VR) in rehabilitation, video games gained much interest. As a matter of fact, video games are an important part of our lives, and can have multiple targets. The main purpose of a serious game is different from the purpose of pure entertainment, and cognitive and motor activities required by the serious games attract the attention of users [26] which helps distracting them from the specific task [7], [18]. Research

studies show that the serious games are very promising in rehabilitation processes [30]. Specifically, the work in [25] demonstrated that the serious games help motivate patients in therapy sessions. Nevertheless, usability tests conducted in [20] show that some commercially available games are not suitable for therapeutic purposes and provide negative auditory and visual feedback during game tasks. This implicates the importance of adopting a design approach specifically for rehabilitation. Recent studies tackled these issues and proposed different features and models for the structured design of games for rehabilitation [9], [1], [27]. Moreover, the therapists are invited to supervise the patients during the game and ensure that they are performing the tasks appropriately [20].

Various studies have proposed serious games for balance rehabilitation using the Microsoft Kinect. For instance, Llorens et al. [21] presented a virtual stepping exercise for chronic stroke patients. It consisted of stepping on virtual items with one foot before disappearing while maintaining the other foot inside a circle. This exercise trains the one-leg standing strategies and improves the balance control in the swing phase during gait cycle and stepping. In the work done by Lange et al. [19], a game that trains reaching and weight shifting to improve balance was proposed. The target group was people with neurological impairments and older adults at risk of falls. The users have to reach, out of their base of support, targets with different themes in specific order to move to the next stage. Galna et al. [8] also designed a rehabilitation game where the user is pictured as a farmer; he reaches outside of the base of support to pick fruits and takes large multi-directional steps in order to avoid obstacles while driving his tractor. These tasks are aimed to train dynamic postural control of the players. In addition, Jaume-i-Capo et al. [15] proposed in their work a serious game that focuses on moving center-of-mass by interacting with virtual objects shown on-screen. The themes of the objects can be changed according to the preferences of the patients and the therapist can adapt the difficulties of the game to challenge the postural control of each user.

For these reasons, we followed rehabilitation game design guidelines and physiotherapist's indications to develop using the Microsoft Kinect [16] three prototype games that allow the user exercising while interacting with virtual objects shown on-screen. The tasks in both games mostly aim to improve balance and postural control of older adults and therefore minimize their risk of falls.

The remainder of this paper is organized as follows. In Section 2, we present the games' design and implementation details. The physiotherapist supervision and validation are reported in Section 3.

The last section is devoted to conclusion and future work.

## 2 Game Design and Implementation

We created three prototype games that target balance and postural control abilities. In the game design process, we took into account the importance of motivation in exercise adherence [25]. So we worked on maintaining the interest of the user in the game and achieving the therapy's goals at the same time. In both games, the user must interact with objects that appear on the screen and challenge his stability.

### 2.1 Game Design

The games developed are the following:

*Reach game:* This game is a modified version of the game presented in [15]; it encourages the users to reach out of their base of support. Basically, the user has to move his COM in order to reach individual items appearing on the screen. Once he touches the item with one hand, a part of it is erased. The user keeps reaching the item until it is completely erased. In the current version, we improved the game settings, so the clinician can change the items' patterns easily by inserting their location in the settings interface (See Figure 1 and Figure 2).

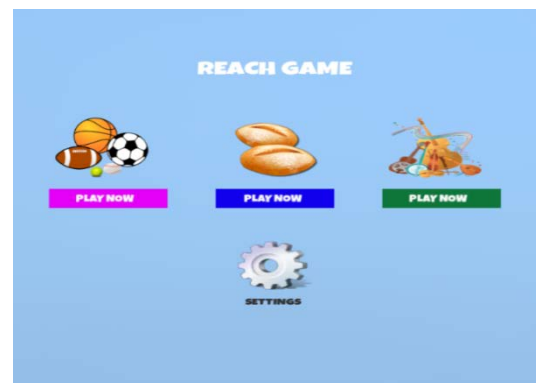


Figure 1: Reach game: main interface

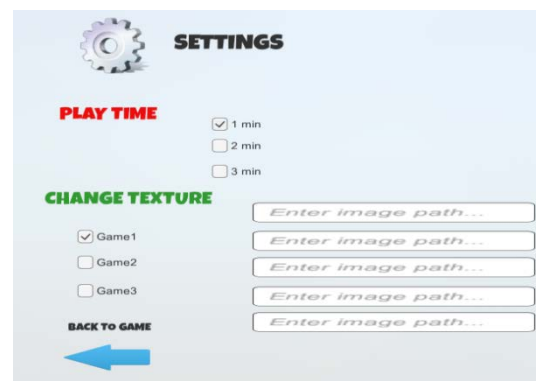


Figure 2: Reach game: settings

Also, for motivational reasons, the items rotate around themselves and once they are touched, they disappear and reappear after a determined time (in seconds) set by the physiotherapist according to the user's speed. In addition, we added two symmetric items on the level of the hips. They can be removed if they are reached by the hip when making weight shifting to either left or right side (Figure 3).



Figure 3. Screenshot of Reach game

*HitIt:* In this game, soccer balls fall randomly within the same plan of the user. To hit them, the user must move laterally and touch them with his head when they are in his level. The use of any other part of the body, except the head, goes unperceived during the game play. The game can be also played in a seated position. The user has to make lateral movements of the trunk to be able to touch the elements with his head (Figure 4).



Figure 4: Screenshot of HitIt game

*WatchOut:* Here the game follows the same philosophy of *HitIt* game. The user has also to make lateral steps but in this time to avoid the eggs from breaking on his head. The eggs fall from random positions and with random rate.

When developing the above serious games, we followed the requirements indicated by the physiotherapist and applied the following features for developing serious games for rehabilitation [16]:

1) Motivation Elements: Image themes influence on the motivation of the users. In fact, the time spent to perform a rehabilitation activity is less when the patterns used are related to the interest of the patient [15]. Three different themes are set by default in the Reaching game; the user can choose playing with elements representing musical instruments, bread, or balls (Figure 5). Changing to new patterns is also easy. The physiotherapist just has to download images that go with the preferences of the patient and print their locations in the settings interface. Furthermore, the background images in both games are selected in a way to make the user feel immersed in the virtual environment.

2) Feedback: Providing feedback in a serious game is a key factor in exercise adherence since most of rehabilitation programs are long and repetitive. On receiving auditory and visual feedback, the user becomes animated to continue exercising and playing. In the reaching game, we used stars and bubbles explosion effects when the item disappears. In the other game, we used Soccer balls hit and audience applause sounds. The score is an optional parameter to display it or not on the screen. In both games, the user can always see himself on the screen which facilitates the interaction with the virtual objects [14].

3) Adaptability: Ageing and disorders, among other factors, may alter significantly the movement and functioning capabilities of people. For instance, in [10] the elderly women showed significantly smaller values of step length, stride length, ankle range of motion, pelvic obliquity, and velocity in comparison with the younger women. Thus, the physiotherapist must consider the characteristics of each user and adapt the rehabilitation to his needs. The configuration of the games allows to the physiotherapist to change the following parameters:

- The maximum game playtime: It can be adjusted in each game according to the requirements of the therapy suggested, fatigue level, or the speed of the users.
- Objects falling rate: In *HitIt* game, the time between two consecutive falling objects can be modified. It can be constant or randomly variable within a preset range. Seeing too many falling objects at the same time on the screen may confuse the patient and make him more vulnerable to falls.
- Objects falling range: The position from where the balls fall is randomly assigned within a range that can be easily adjusted.

Consequently, the physiotherapist can minimize this range if the user cannot move too much or prefers playing while sitting on a chair.

- Objects falling speed: The physiotherapist can change the speed that has a ball when falling in order to initiate the user to make lateral steps more quickly or slowly.

4) Monitoring: in rehabilitation programs, it is very important to observe the progress of the patients along the time. The therapist can access to an xml file where several data are saved including user's profile, his preferences, date of the session, playing time duration, and the score. The file is easy to parse and analyze afterwards. The system disposes of two interfaces for both the patient and the therapist who have different objectives and needs.



Figure 5: Default themes in Reach game

## 2.2 Implementation details

Besides to its low cost, Microsoft Kinect offers intuitive interaction for users without the necessity to hold any kind of remote controllers. Its use is beneficial in rehabilitation programs with computer games since some patients find it difficult yet impossible to carry something in their hands.

For these reasons, we utilized Kinect conjointly with Unity that is a flexible and powerful development platform for creating multiplatform 3D and 2D games and interactive experiences.

User Tracking: The Kinect SDK processes raw data provided by the Kinect sensor (color image frames and depth image frames) to give, among other information, skeleton tracking information.

Kinect sensor can track up to 6 users including two whole skeletons with 20 joints. It can also track seated skeletons with only the upper 10 joints. In our games we focused on tracking hands and head joints in both standing and seated positions. To achieve a good skeleton tracking, the user has to be detected first and move within the depth ranges of Kinect. Accordingly, the user has to stand in front of the

sensor and the objects falling range is set within Kinect depth ranges.

2) Interaction Mechanism: Interaction with the objects in the games' scenes is accomplished by implementing collision events. We assigned a collider and a rigidbody to each joint that we need to track and use it in interaction. In Unity, the rigidbodies allow GameObjects to act under control of the physics engine that allows the realization of realistic collisions between objects. In response to collisions and forces applied, the objects disappear or take another direction. So when the user touches an item with his head or hand, the joint collides with the touched item and the item reacts upon the collision event. In our case, the object reached disappears and the ball bounces in Reaching game and HitIt game respectively.

3) Tests: All tests were performed using a PC with the following settings:

- Intel Core i3 Dual-core (2 Core) CPU P8400 @2.40 GHz
- 4 GB RAM
- Graphic card Mesa DRI Mobile Intel GM45 Express
- Windows 7
- Microsoft Kinect

The system performance was 30 fps. This result ensured a real-time response [31]. The serious games were developed using Unity 3D engine. The capture process, image processing and image visualization are performed by means of Microsoft Kinect SDK.

## 3 Physiotherapist Supervision and Validation

A physiotherapist supervised the design and the implementation of the serious game in order to reach the therapeutic goals. The user can perform the following exercises while playing:

- Small and large lateral steps
- Weight shifting to both sides
- Flexion, extension, lateral flexion, and rotation of the neck
- Flexion, extension, and abduction of arms and shoulders
- Flexion, extension, lateral flexion, and rotation of the trunk
- Flexion and extension of lower extremities and knee

The exercises offered by our serious games can be found in different conventional therapy programs. Each exercise in our games has a determined objective. In fact, trunk lateral movements help to improve the strength of the muscles of the trunk while side walking aims to improve the strength of quadriceps, hip external rotators, and hip adductors



and abductors, that are very important in the balance of the pelvis and stability; and to improve unilateral and bilateral stance sway.

The system allows the therapist to specify the difficulty level of exercises, frequency and number of repetitions, and distance from the sensor.

#### 4 Conclusions and future work

In this work, we described the prototype games that we developed for balance and postural control rehabilitation. The games focus mainly on reaching outside base of support, lateral steps, and weight shifting exercises. These tasks help elderly people to maintain their physical activity and minimize the risk of falls [11].

We followed during the design process the indications provided by the physiotherapist and the guidelines for creating a serious game for rehabilitation. It is important insuring the safety of the user whilst playing such games.

The games also offer the main key factors for engaging exercises in clinical and home environments: motivation, feedback, and game monitoring. Themes and patterns were chosen in a way to attract the user's attention and distract him from the specific tasks of rehabilitation programs. The parameters were configured to permit the physiotherapist to adapt the exercises for each user according to his needs and preferences. We utilized the Microsoft Kinect so the player can enjoy a non-invasive body tracking and an easy game control.

In future work, we intend to realize a clinical trial in order to validate the games' usefulness and study their therapeutic effects with older adults.

Also we have in mind to use of new brain computer interaction EEG wireless systems in order to evaluate the grade of attention of end-users using the serious game as complementary tool for performance validation.

#### Acknowledgments

This work was partially funded by European commission under Alyssa Program (ERASMUS-MUNDUS action 2 lot 6), by the Project TIN2012-35427 of the Spanish Government, with FEDER support. Also the work is supported by the Spanish project TIN2015-67149-C3-2-R of MICINN. The authors also thank the Mathematics and Computer Science Department at the University of the Balearic Islands for its support.

#### References

[1] Alankus, G., Lazar, A., May, M., & Kelleher, C. (2010, April). "Towards customizable games

for stroke rehabilitation." In Proceedings of the SIGCHI Conference on Human Factors in Computing Systems (pp. 2113-2122). ACM.

[2] Berg, W. P., Alessio, H. M., Mills, E. M., & Tong, C. (1997). "Circumstances and consequences of falls in independent community-dwelling older adults". *Age and ageing*, vol 26(4), pp. 261-268.

[3] Budhia, S., Mikyas, Y., Tang, M., & Badamgarav, E. (2012). "Osteoporotic Fractures." *Pharmacoeconomics*, vol 30(2), pp. 147-170.

[4] Campbell, A. J., BORRIE, M. J., SPEARS, G. F., JACKSON, S. L., BROWN, J. S., & FITZGERALD, J. L. (1990). "Circumstances and consequences of falls experienced by a community population 70 years and over during a prospective study". *Age and ageing*, vol 19(2), pp. 136-141.

[5] Campbell, A. J., Reinken, J., Allan, B. C., & Martinez, G. S. (1981). "Falls in old age: a study of frequency and related clinical factors". *Age and ageing*, vol 10(4), pp. 264-270.

[6] de Sèze, M., Falgairolle, M., Viel, S., Assaïante, C., & Cazalets, J. R. (2008). "Sequential activation of axial muscles during different forms of rhythmic behavior in man". *Experimental brain research*, vol. 185(2), pp.237-247.

[7] Flores, E., Tobon, G., Cavallaro, E., Cavallaro, F. I., Perry, J. C., & Keller, T. (2008, December). "Improving patient motivation in game development for motor deficit rehabilitation." In Proceedings of the 2008 International Conference on Advances in Computer Entertainment Technology (pp. 381-384). ACM.

[8] Galna, B., Jackson, D., Schofield, G., McNaney, R., Webster, M., Barry, G., ... & Rochester, L. (2014). "Retraining function in people with Parkinson's disease using the Microsoft kinect: game design and pilot testing." *Journal of neuroengineering and rehabilitation*, vol. 11(1), pp. 1-12.

[9] Goude, D., Björk, S., & Rydmark, M. (2007). "Game design in virtual reality systems for stroke rehabilitation." *Studies in health technology and informatics*, vol. 125(2007), pp. 146-148.

- [10] Hageman, P. A., & Blanke, D. J. (1986). "Comparison of gait of young women and elderly women." *Physical therapy*, vol. 66(9), pp.1382-1387.
- [11] Heinrich, S., Rapp, K., Rissmann, U., Becker, C., & König, H. H. (2011). "Service Use and Costs of Incident Femoral Fractures in Nursing Home Residents in Germany: The Bavarian Fall and Fracture Prevention Project (BF 2 P 2)". *Journal of the American Medical Directors Association*, vol 12(6), pp. 459-466.
- [12] Hicks, G. E., Simonsick, E. M., Harris, T. B., Newman, A. B., Weiner, D. K., Nevitt, M. A., & Tyllavsky, F. A. (2005). "Trunk muscle composition as a predictor of reduced functional capacity in the health, aging and body composition study: the moderating role of back pain." *The Journals of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Sciences*, vol. 60(11), pp. 1420-1424.
- [13] Iwata, A., Higuchi, Y., Kimura, D., Okamoto, K., Arai, S., Iwata, H., & Fuchioka, S. (2013). "Quick lateral movements of the trunk in a seated position reflect mobility and activities of daily living (ADL) function in frail elderly individuals." *Archives of gerontology and geriatrics*, vol. 56(3), pp. 482-486.
- [14] Jaume-i-Capó, A., Martínez-Bueso, P., Moyà-Alcover, B., & Varona, J. (2014). "Improving vision-based motor rehabilitation interactive systems for users with disabilities using mirror feedback". *The Scientific World Journal*, 2014.
- [15] Jaume-i-Capó, A., Martínez-Bueso, P., Moyà-Alcover, B., & Varona, J. (2014). "Interactive rehabilitation system for improvement of balance therapies in people with cerebral palsy". *Neural Systems and Rehabilitation Engineering, IEEE Transactions on*, vol. 22(2), pp. 419-427.
- [16] Jaume-i-Capó, A., Moyà-Alcover, B., & Varona, J. *Technologies of Inclusive Well-Being: Serious Games, Alternative Realities, and Play Therapy*. Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg, 2014, ch. Design Issues for Vision-Based Motor-Rehabilitation Serious Games, pp. 13-24.
- [17] Kim, I., Jeon, S., Lee, G., & An, B. (2013). "Effects on Balance and Gait for Chronic Stroke Patients with Side Walking Training." *Journal of The Korean Society of Integrative Medicine*, vol. 1(1), pp. 1-9.
- [18] Krichevets, A. N., Sirotkina, E. B., Yevsevicheva, I. V., & Zeldin, L. M. (1995). "Computer games as a means of movement rehabilitation." *Disability and rehabilitation*, vol. 17(2), pp. 100-105.
- [19] Lange, B., Chang, C. Y., Suma, E., Newman, B., Rizzo, A. S., & Bolas, M. (2011, August). "Development and evaluation of low cost game-based balance rehabilitation tool using the Microsoft Kinect sensor." In *Engineering in Medicine and Biology Society, EMBC, 2011 Annual International Conference of the IEEE*(pp. 1831-1834). IEEE.
- [20] Lange, B., Flynn, S., & Rizzo, A. (2009). "Initial usability assessment of off-the-shelf video game consoles for clinical game-based motor rehabilitation." *Physical Therapy Reviews*, vol. 14(5), pp. 355-363.
- [21] Lloréns, R., Alcañiz, M., Colomer, C., & Navarro, M. D. (2012). "Balance recovery through virtual stepping exercises using kinect skeleton tracking: a follow-up study with chronic stroke patients." *Studies in health technology and informatics*, vol.181(181), pp.108-112.
- [22] Luukinen, H., Koski, K., Laippala, P., & Kivela, S. L. (1995). "Risk factors for recurrent falls in the elderly in long-term institutional care". *Public health*, vol 109(1), pp. 57-65.
- [23] Maki, B. E., & Mcilroy, W. E. (1999). "Control of compensatory stepping reactions: age-related impairment and the potential for remedial intervention." *Physiotherapy theory and practice*, vol. 15(2), pp. 69-90.
- [24] Mille, M. L., Johnson, M. E., Martinez, K. M., & Rogers, M. W. (2005). "Age-dependent differences in lateral balance recovery through protective stepping." *Clinical Biomechanics*, vol. 20(6), pp. 607-616.
- [25] Moyà Alcover, B., Jaume-i-Capó, A., Varona, J., Martínez-Bueso, P., & Mesejo Chiong, A. (2011, October). "Use of serious games for motivational balance rehabilitation of cerebral palsy patients." In *The proceedings of the 13th international ACM SIGACCESS conference on Computers and accessibility* (pp. 297-298). ACM.



- [26] Norman, D. (1998). *The Invisible Computer*. 1998.
- [27] Rego, P., Moreira, P. M., & Reis, L. P. (2010, June). "Serious games for rehabilitation: A survey and a classification towards a taxonomy." In *Information Systems and Technologies (CISTI), 2010 5th Iberian Conference on* (pp. 1-6). IEEE.
- [28] Robinovitch, S. N., Hayes, W. C., & McMahon, T. A. (1991). "Prediction of femoral impact forces in falls on the hip." *Journal of biomechanical engineering*, vol. 113(4), pp. 366-374.
- [29] Rogers, M. W., Hedman, L. D., Johnson, M. E., Cain, T. D., & Hanke, T. A. (2001). "Lateral stability during forward-induced stepping for dynamic balance recovery in young and older adults." *The Journals of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Sciences*, vol. 56(9), pp. 589-594.
- [30] Sandlund, M., McDonough, S., & HÄGER-ROSS, C. (2009). "Interactive computer play in rehabilitation of children with sensorimotor disorders: a systematic review." *Developmental Medicine & Child Neurology*, vol. 51(3), pp.173-179.
- [31] Varona, J., Jaume-i-Capó, A., González, J., & Perales, F. J. (2009). "Toward natural interaction through visual recognition of body gestures in real-time." *Interacting with computers*, vol. 21(1-2), pp. 3-10.
- [32] World Health Organization. (1996). "The Heidelberg guidelines for promoting physical activity among older persons."



## **Improvements in motor control of the cervical spine using rehabilitation video-games.**

Sergio Lerma Lara, Rafael Raya.

**Abstract— Cerebral Palsy is the main motor disability in childhood. The disability can be very heterogeneous affecting mainly to movement and posture of lower and upper body. Most of the treatments and therapies are oriented to improve the quality of the movement, which lead to increase functionality. In this paper, we evaluate the effect of the use of a head-mounted inertial interface on the motor control of cervical spine. The method consists of using rehabilitation videogames, which implements functional tasks while user moves his/her head. Six users with CP participated in the study. Although further studies should be conducted, promising clinical results have been found analyzing the active range of motion of the participants.**

### I. INTRODUCTION

Cerebral palsy (CP) is a disorder of posture and movement due to a defect or lesion in the immature brain (1). CP is the most common cause of permanent serious physical disability in childhood, and the prospect of survival in children with severe level of impairment has increased in recent years (2).

New strategies are needed to help to promote, maintain, and rehabilitate the functional capacity, and thereby diminish the dedication and assistance required and the economical demands that this condition represents for the patient, the caregivers and the society.

The priorities in the management of CP are currently moving from traditional strategies focusing on promote compensation towards new strategies aiming on restore motor function with the increasing evidence of neuroplasticity and

Financial support for the project "ENLAZA: Aplicación de nuevas tecnologías en la rehabilitación de niños con parálisis cerebral" by Ramon Molina's Foundation, Convives en Espasticidad and Niño Jesús Hospital Biomedical Research Foundation.

S.L.L. is with Movement Analysis Laboratory, Hospital Infantil Universitario Niño Jesús, Madrid, Spain; Faculty of Health Sciences, CSEU La Salle. UAM (Madrid), Spain. (sergio.lerma@lasallecampus.es).

R.R.L. is with Centro de Automática y Robótica, Spanish Council on Scientific Research (CSIC), Arganda del Rey (Madrid), Spain; Faculty of Bioengineering. CEU San Pablo (Madrid), Spain. (rayalopez.rafa@gmail.com)

motor learning theories. These strategies have a higher impact during early ages because of the brain plasticity. Neuroplasticity is the ability of the neurons and other human brain cells to reorganize their structure and function after an injury, in response to different external and internal factors, including physical training. Motor learning concepts support that when a person wants to learn a new motor skill, the person actually need to perform that specific motor task (3).

Task-oriented therapies aim to improve the movement and the posture of the user with CP by the repetitive training performing a certain functional task. People with CP frequently show impaired limb, trunk and head control, which affect performances of activities of daily life. Nevertheless, the majority of research in children with CP is focused on assessment and treatment of upper and lower extremities. In contrast, literature on trunk and head control in children with CP is scarce (4).

Posture improvement (or reduce abnormalities) is important not only because of functional reasons, but also to improve some secondary conditions related with health and social interaction. For instance, in the child with CP, the alignment and stability of the oral structures for feeding/swallowing may be compromised by abnormal muscle tone and movement patterns. Effective oral functioning for feeding begins with attaining better head stability to improve jaw control (5).

A recent research investigated the head position correction using a commercial inertial product. Two subjects with severe multiple disabilities with spastic quadriplegic cerebral palsy with limited trunk and head control participated. Results showed significantly increased their time duration of maintaining upright head position to obtain the desired environmental stimulation (6).

The Group of Neural and Cognitive Engineering of the Spanish National Council for Science Research (GNEC-CSIC) developed a head-mounted interface (called ENLAZA) to control the computer by head posture. The ENLAZA interface controls the mouse pointer using head posture. The interface ENLAZA enables users with severe involuntary movements to use the computer. (Figure 1).

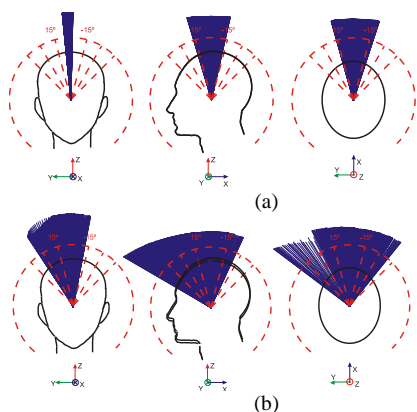


Figure 1. Angular orientations around frontal, sagittal and transverse axes using the ENLAZA interface. a) Healthy user and b) Subject with hypotonia

Based on the neuroplasticity and the capacity to learn new motor skills, we hypothesize that the user can improve his/her head posture by using the ENLAZA interface.

## II. METHODOLOGY

### A. Participants

6 children diagnosed with CP GMFCS level III to V which affect both lower limbs, muscle weakness of cervical spine and poor trunk motor control.

### B. Material

A commercial device derived from the ENLAZA prototype called Werium IMU (Fig. 2) was used for clinical measurements and as interface system for rehabilitation with video-games.

A physical therapist performed the functional assessment using the GMFM (items 21 and 22) and the active/passive cervical range of motion.



Fig. 2. Werium IMU used by one of the participants.

### C. Training program

All the participants received a 5 weeks' intervention. Twice a week, the participants play with different video-games using the Werium IMU. All the participants received instructions from a physical therapist during the sessions and all the clinical details reported were taken in consideration.

## III. RESULTS

No differences were found at the GMFM. From a clinical point of view, the dosage of this intervention is not enough to obtain changes in this specific scale.

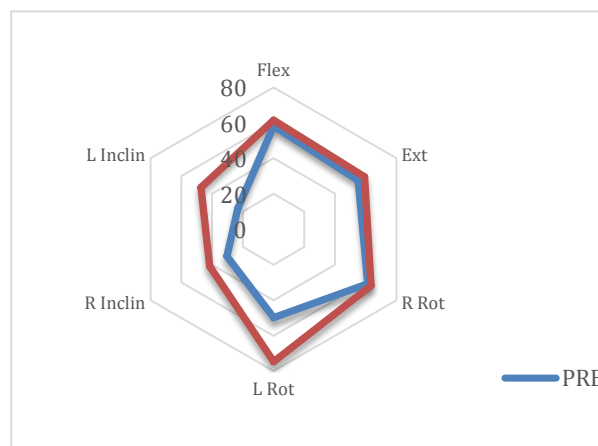


Fig. 3. Active ROM comparison.

As expected there are no differences in the passive range of motion, no limitations were reported at the baseline.

The main clinical differences were detected in active range of motion. We observed an improvement in all the planes explored and the differences were clinically and statistically relevant for the transversal plane kinematics (Figure 3).

## IV. DISCUSSION

The results exposed must be taken in consideration because of the short period of this intervention and the severity of the conditions presented, but a larger sample size is required.

Other groups reported similar results using visual biofeedback as the main intervention (7). These results could lead to new intervention studies trying to compare different approaches under controlled conditions.

Similar interventions were reported as positive because showed significantly increased the time duration of maintaining upright head position to obtain the desired environmental stimulation (6). A

longer follow up of our participants could be required for evaluating the impact of the intervention of function and daily activities.

## V. CONCLUSION

New technologies need an implementation into clinics. The lack observed from research to the clinical applications must be addressed in a formal way. The development of low cost-clinical applicable technology could have a big impact on health. All the participants in this study improved the active range of movement and this is the first step of a larger study that will be focused in the issues related to functional motor control of the cervical spine in children with CP.

## REFERENCES

1. Bax M, Goldstein M, Rosenbaum P, Leviton A, Paneth N, Dan B, et al. Proposed definition and classification of cerebral palsy, April 2005. *Dev Med Child Neurol.* Aug 2005; 47(8):571-6.
2. Blair E. Epidemiology of the Cerebral Palsies. *Orthop Clin N Am* 2010; 41: 441–455.
3. Aisen ML, Kerkovich D, Mast J, Mulroy S, Wren TA, Kay RM, Rethlefsen SA. Cerebral palsy: clinical care and neurological rehabilitation. *Lancet Neurol* 2011; 10: 844-52.
4. Heyrman, L., Molenaers, G., Desloovere, K. Verheyden, G., De Cat, J., Monbaliu, E. Feys, H. A clinical tool to measure trunk control in children with cerebral palsy: The Trunk Control Measurement Scale. *Research in Developmental Disabilities.* 32 (2011) 2624-2635.
5. F. Redstone; J. F. West. The Importance of Postural Control for Feeding. *Pediatric Nursing.* 2004;30(2).
6. J. F. Kramer, B. Ashton, R. Brander. Training of head control in the sitting and semi-prone positions. *Child Care Health Dev.* Vol. 18, No. 6. (c 1992), pp. 365-376
7. Shih, C-H., Shih, C-J., Shih, C-T. Assisting people with multiple disabilities by actively keeping the head in an upright position with a Nintendo Wii Remote Controller through the control of an environmental stimulation. *Research in Developmental Disabilities.* 32 (2011) 2005-2010.



## Validación funcional de la rehabilitación robótica basada en neuromodulación para el inicio de la marcha en Parálisis Cerebral: un caso de estudio

J. Ignacio Serrano<sup>a</sup>, M. Dolores del Castillo<sup>a</sup>, Eduardo Rocon<sup>a</sup>, Cristina Bayón<sup>a</sup>, Óscar Martínez<sup>a</sup>, Yolanda Escudero<sup>a</sup>, Ignacio Martínez<sup>b</sup>, Sergio Lerma<sup>c</sup>

<sup>a</sup>Neural and Cognitive Engineering Group (gNeC) del Consejo Superior de Investigaciones Científicas (CSIC), 28500 Arganda del Rey, Spain

<sup>b</sup>Dep. Cirugía Ortopédica y Traumatología, Hospital Universitario Infantil Niño Jesús, 28009 Madrid, Spain

<sup>c</sup>Laboratorio de Análisis de la Marcha, Hospital Universitario Infantil Niño Jesús, 28009 Madrid, Spain

### Resumen

La Parálisis Cerebral (PC) es una discapacidad en la infancia, que afecta a la postura y al control del movimiento, debida a una lesión no progresiva en el cerebro antes de completar su desarrollo. Un gran número de niños con PC presentan patrones patológicos de la marcha, que se acrecientan al crecer y aumentar su peso. La cirugía ortopédica SEMLS (Single-Event Multilevel Surgery) se considera uno de los mejores tratamientos para resolver los problemas músculo esquelético severos en PC. Sin embargo, esta intervención requiere un periodo de rehabilitación de hasta 2 años.

**Palabras Clave:** Parálisis Cerebral, neuromodulación.

### 1 INTRODUCCIÓN

La Parálisis Cerebral (PC) es una discapacidad en la infancia, que afecta a la postura y al control del movimiento, debida a una lesión no progresiva en el cerebro antes de completar su desarrollo. La cirugía ortopédica se considera uno de los mejores tratamientos para resolver los problemas músculo esquelético severos en PC. Una de las principales técnicas quirúrgicas es la ortopédica multinivel, también conocida por sus siglas en inglés como SEMLS (Single-Event Multilevel Surgery), cuando se practica en pacientes que no han sufrido intervenciones previas, que corrige todas las deformidades y reestructura la marcha, tanto en eficacia como en apariencia. Esta operación mejora la función motora (CMGM), los parámetros cinemáticos y la velocidad de la marcha. Después de la misma se requiere un periodo de rehabilitación de hasta dos años. En [1] se presentó una estrategia para rehabilitar la capacidad funcional que integraba el

Sistema Nervioso Periférico (SNP) y el Sistema mediante el desarrollo de una interfaz cerebro-computador o BCI (Brain Computer Interface) para guiar la rehabilitación.

### 2 REHABILITACIÓN INTEGRAL

Las terapias rehabilitadoras basadas en robots se aplican para la rehabilitación de la marcha en distintas patologías y el carácter intensivo de los tratamientos puede facilitar la recuperación funcional motora. Este tipo de estrategias descansan en los mismos principios de la rehabilitación convencional de la función motora, esto es, en la práctica de movimientos repetitivos en la periferia del cuerpo (estrategia bottom-up) con la expectativa de influir en la plasticidad del sistema nervioso central y restablecer una mayor normalidad en la función motora [2].

La PC afecta fundamentalmente a estructuras cerebrales por lo que una estrategia que integre el Sistema Nervioso Periférico (SNP) y el Sistema Nervioso Central (SNC) puede beneficiarse de la plasticidad cerebral presente en pacientes jóvenes a través de terapias de rehabilitación física y cognitiva. Esta estrategia emplea la actividad cerebral del paciente para guiar la recuperación de la función motora de la marcha.

El proceso rehabilitador a través del BCI consta de dos etapas: la primera destinada a conocer la actividad cortical del paciente y a construir, en base a ella, una interfaz cerebro-computador para controlar el desplazamiento en un entorno de Realidad Virtual (RV) y, una segunda, en la que el paciente controla de manera activa la terapia de rehabilitación del inicio de la marcha sobre la plataforma de rehabilitación robótica CPWalker. La primera etapa prepara el cerebro del paciente para los patrones de



marcha que se ejercitarán en la segunda etapa de rehabilitación física robótica.

Este artículo presenta la validación del proceso de neuromodulación que tiene lugar cuando se ejercita la terapia para el control del inicio de la marcha en la plataforma robótica de la Figura 1 empleando las características de la señal electroencefalográfica identificadas en la primera etapa.

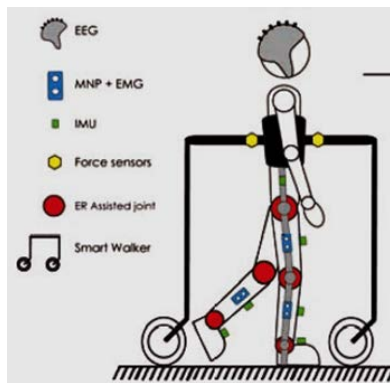


Figura 1: Plataforma robótica de rehabilitación

### 3 BCI PARA CONTROL DEL MOVIMIENTO EN LA REALIDAD VIRTUAL

Para llevar a cabo la primera etapa se emplean unas gafas de realidad virtual<sup>1</sup>, que muestran al paciente un entorno virtual en primera persona mientras simultáneamente se recoge la señal electroencefalográfica (EEG). El objetivo de la misma es extraer los parámetros que conforman el BCI a partir de los ejemplos de entrenamiento. La figura 2 muestra un ejemplo de entrenamiento del entorno de RV, donde se captura la actividad en reposo y la asociada a la intención del inicio de la marcha.

El niño que participó en el estudio presentaba una diplegia espástica con un nivel funcional GMFCS III. Había recibido tratamiento quirúrgico SEMLS 18 meses antes, siendo los resultados del proceso quirúrgico y la fisioterapia posterior satisfactorios.

Se registraron las señales EEG procedentes de los canales AFz, F3, F1, Fz, F2, F4, FC5, FC3, FC1, FCz, FC2, FC4, FC6, C5, C3, C1, Cz, C2, C4, C6, CP5, CP3, CP1, CPz, CP2, CP4, CP6, P1, Pz y P2 (según el sistema internacional 10-20) mediante electrodos activos Ag/AgCl (Acticap, Brain Products GmbH, Germany). El potencial de referencia se tomó de la oreja izquierda y el canal AFz se empleó como

<sup>1</sup> Oculus Rift

tierra. Se amplificó la señal (gUSBamp, g.Tecgmbh, Austria) y se muestreó a 256 Hz. La potencia espectral (PSD) se calculó en ventanas solapadas de 1.5 s para frecuencias entre 2 y 30 Hz en pasos de 1 Hz empleando el método de Welch (ventanas de Hamming, 50 % solapamiento).



Figura 2: Entorno de realidad virtual para entrenamiento de la interfaz

A partir de 2 sesiones de entrenamiento, se seleccionaron 4 pares (canal, frecuencia) que presentaban la mayor desincronización o pérdida de potencia en amplitud y duración en el período comprendido entre “Obstáculo desapareciendo” y “Reanudar marcha” con respecto al período de relajación: C3, C5, Cz y FCz y la banda de frecuencia, común para todos los canales, fue [10-11] Hz. En las sesiones de RV controladas por BCI, el obstáculo no desaparece hasta que los 3 pares (canal, frecuencia) elegidos no alcanzan el valor de la potencia aprendida asociada al período de relajación y este valor se mantiene durante un segundo, en ventanas de dos segundos. Del mismo modo, una vez que el obstáculo ha desaparecido, la marcha no se reanuda hasta que la potencia no alcance el valor de desincronización aprendido y lo mantenga durante un segundo. El paciente fue capaz de sobrepasar los obstáculos y de completar el camino.

Tras el análisis de los resultados de precisión del BCI para la RV, se validaron los pares para su uso en el control activo del inicio de la marcha en la plataforma robótica.

### 4 VALIDACIÓN DEL PROCESO DE NEUROMULACIÓN

El paciente participó en el estudio llevado a cabo para verificar si las funciones y componentes de la plataforma robótica cumplían las especificaciones clínicas y funcionales. Se llevó a cabo una intervención para mejorar la extensión de la cadera y el control de tronco definidas así como para evaluar el BCI en el control activo de la marcha realizando un programa intensivo con la plataforma CPWalker. El programa consistió en realizar 2 sesiones/día, 5 días /semana durante 5 semanas y, en cada una de ellas, el paciente estaba instrumentado con el casco EEG (Figura 3). En cada sesión, el inicio de la

marcha de la plataforma estuvo controlado por la señal EEG del paciente. El programa consistió en realizar 2 sesiones/día, 5 días /semana durante 5 semanas. Las sesiones tuvieron una duración aproximada de 60-75 minutos. El número de eventos que se recogieron relacionados con el inicio de la marcha en todas estas sesiones fue de 113.



Figura 3. Ejercicio de rehabilitación de inicio de la marcha guiado por BCI

Las indicaciones que se le dan al paciente es que se relaje durante 4 segundos. Posteriormente, se le invita a que imagine el inicio de la marcha. La plataforma comienza a moverse cuando el BCI comprueba que se mantiene la desincronización de en los canales y frecuencias seleccionados se mantiene durante medio segundo en ventanas solapadas de un segundo en un intervalo de 4 segundos.

### 2.1.2. Resultados

A partir de estas sesiones, se estudiaron diferentes parámetros con los datos capturados:

1) Latencia. Indica el tiempo de respuesta del BCI a la señal de inicio de la marcha del paciente. La Figura 4 muestra el descenso del valor medio de esta métrica a lo largo de las cinco semanas de la intervención.

2) Aciertos/Fallos. Los aciertos indican el número de veces de cada semana que la señal de inicio de la marcha se detecta en el intervalo de 4 segundos y los fallos indican que es posterior a los 4 segundos. La Figura 5 muestra la evolución de estos valores durante las cinco semanas de la intervención.

3) Potencia espectral (PSD). Indica el valor medio de la PSD en el segundo previo al inicio de la marcha al final de la primera y quinta semanas de intervención. Las Figuras 6 y 7 muestran estos valores para los canales C3 y C5.

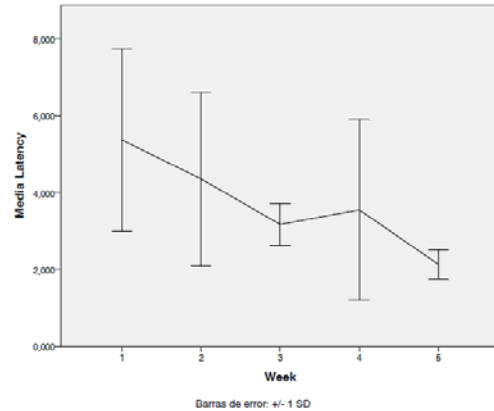


Figura 4. Valor medio de la Latencia durante cinco semanas

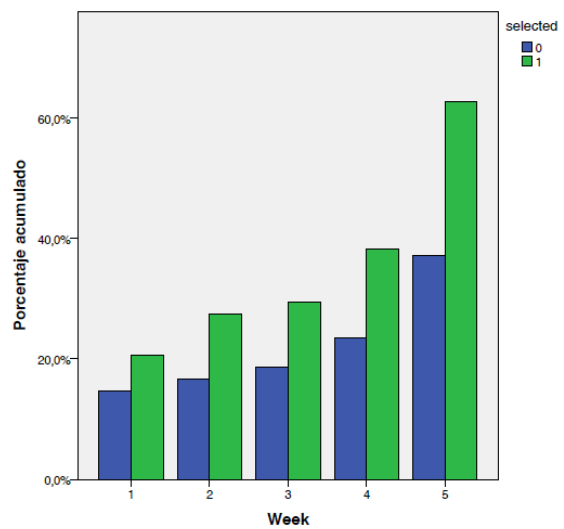


Figura 5. Evolución del porcentaje de Aciertos(verde)/Fallos(azul)

4) Potencial BP. Indica el valor medio del potencial Bereitschaftspotential [3], definido como una caída lenta del voltaje de la señal EEG en las regiones centrales de la corteza inmediatamente antes de que se realice un movimiento voluntario. Las Figuras 7 y 8 presentan la latencia y la amplitud de este potencial en las semanas primera y quinta de la intervención respecto del inicio del movimiento.

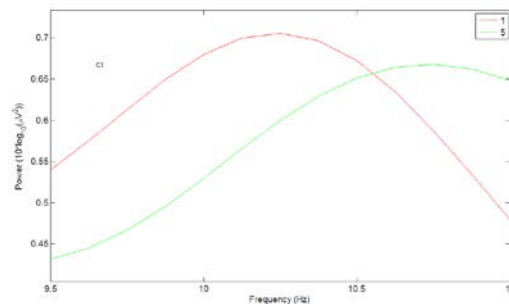


Figura 6. Valores medio PSD en la semana primera (rojo) y quinta (verde) en el canal C3

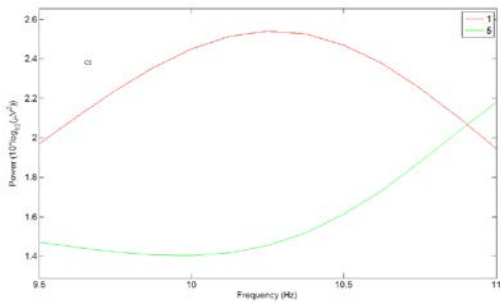


Figura 7. Valores medio PSD en la semana primera (rojo) y quinta (verde) en el canal C5

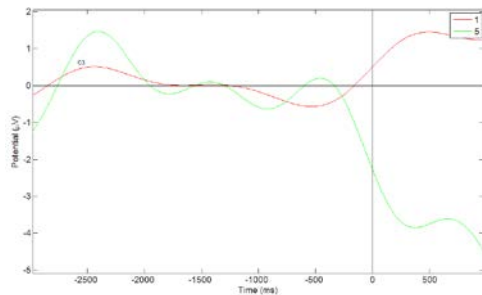


Figura 8. Valores de amplitud y latencia del potencial BP en la semana primera (rojo) y quinta (verde) en el canal Cz

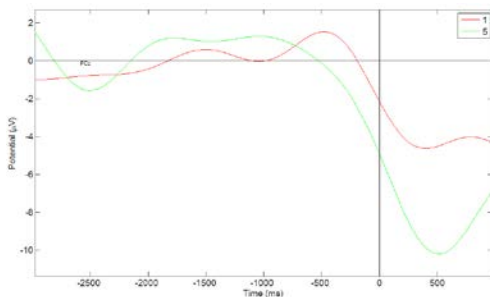


Figura 9. Valores de amplitud y latencia del potencial BP en la semana primera (rojo) y quinta (verde) en el canal FCz

### 3 CONCLUSIONES

Con el caso presentado se valida el método de entrenamiento de un BCI para modular la actividad cortical, durante el proceso activo de control del inicio de la marcha sobre la plataforma robótica de rehabilitación CPWalker, como una estrategia que promueve la facilitación asociativa de las vías eferentes de la corteza cerebral a los músculos, lo que beneficia la neurorehabilitación de un paciente operado con PC.

Los resultados obtenidos con las métricas analizadas muestran claramente la existencia de cambios

neurofisiológicos a lo largo de las cinco semanas de intervención.

Estos cambios afectan a la latencia en la respuesta del BCI al evento de inicio del movimiento, lo que es indicativo de que el tiempo de preparación de la señal EEG del paciente para ese evento disminuye y, por tanto, se facilita el fenómeno de desincronización de los ritmos motores que está en la base del control de movimientos voluntarios.

De igual modo, se observa que la potencia de estos ritmos, en el segundo anterior al inicio del movimiento, también disminuye a medida que evoluciona la intervención denotando una preparación mayor de la actividad cortical en los canales correspondientes a la zona motora para el control motor a través del BCI.

El valor de ambos parámetros conduce a que el BCI detecte más rápidamente y con mayor precisión la intención de movimiento voluntario del paciente lo que contribuye a que el número de aciertos, es decir, el número de veces que se identifica el inicio del movimiento dentro del intervalos de 4 segundos, también se incrementa conforme avanzan las semanas de intervención.

Por último, el análisis del potencial BP, patrón identificable de reducida amplitud vinculado a la preparación de movimientos voluntarios en sujetos sanos, denota una clara evolución entre el inicio y el fin del período de la intervención y la posibilidad de su uso combinado con los ritmos motores para aportar precisión temporal al inicio del movimiento y, de este modo, potenciar la plasticidad y cortical aminorando los efectos de la lesión cerebral en el control motor.

Resumiendo, este paciente, a pesar del daño cerebral, fue capaz de controlar el BCI cada vez mejor potenciando la desincronización de sus ritmos corticales asociados al inicio de la marcha más eficientemente y revelando al final de la intervención fenómenos neurofisiológicos como el BP, que eran inexistentes al comienzo de la misma y cuyo uso puede resultar adecuado para detectar con precisión temporal el inicio del movimiento.

### Agradecimientos

El trabajo presentado forma parte de las investigaciones llevadas a cabo dentro de los proyectos CP-WALKER (DPI2012-39133-C03-01) y SCUBI (PIE-201350E070) y ha sido financiado por ellos.

## **Referencias**

- [1] Serrano, JI., del Castillo, MD., Raya, R., Bayón, C., Rocon, E., Martínez, I., Lerma, D. (2015) “Integración de características de la señal electroencefalográfica para la detección del inicio de movimientos voluntarios”. *Cognitive Area Networks* 2, 23:26.
- [2] Belda-Lois, JM. et al., (2011) “Rehabilitation of gait after stroke: a review towards a top-down approach”. *J. Neuroeng. Rehabil.* 8:66.
- [3] Xu, R., Jiang, N., Lin, C., Mrachacz-Kersting, N., Dremstrup, K., and Farina, D. (2014) “Enhanced low-latency detection of motor intention from EEG for closed-loop brain-computer interface applications.” *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, 61(2), 288:96.



## Análisis offline de la detección del inicio del pedaleo utilizando distintas configuraciones de electrodos mediante señales de EEG

Marisol Rodríguez-Ugarte<sup>1</sup>, Eduardo Iáñez<sup>1</sup>, Álvaro Costa<sup>1</sup>, José M. Cano<sup>2</sup>, José A. Flores<sup>3</sup>, José M. Azorín<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Brain-Machine Interface Systems Lab, Universidad Miguel Hernández de Elche,  
Avda. de la Universidad S/N, 03202 Elche, España.

{maria.rodriguez, eianez, acosta, jm.azorin}@umh.es

<sup>2</sup>Departamento de Ingeniería de Sistemas y Automática, Universidad Politécnica de Cartagena,  
Campus Muralla del Mar S/N. 30202 Cartagena, España.

josem.cano@upct.es

<sup>3</sup>Departamento de Ingeniería, Universidad Miguel Hernández de Elche,  
Ctra. Beniél, Km. 3,2 - Orihuela, 03312, España.

ja.flores@umh.es

### Resumen

Uno de los retos del siglo XXI es poder restablecer la marcha en personas que han sufrido un accidente cerebro-vascular (ACV). Este trabajo estudia la detección de la intención del pedaleo con diferentes configuraciones de electrodos y diferentes tamaños de ventana de procesamiento. De los resultados obtenidos, se concluye que el mínimo número de electrodos para obtener resultados mayores del 66% está entre 8 y 9 (66.9% y 67.4% de precisión respectivamente), excepto para un sujeto que presentó resultados similares (65.6% de precisión) con sólo 3 electrodos.

**Palabras Clave:** Interfaz cerebro máquina (BMI), EEG, configuración de electrodos.

### 1 INSTRUCCIONES GENERALES DEL FORMATO

Uno de los retos del siglo XXI es poder restablecer la marcha en personas que han sufrido un accidente cerebrovascular (ACV). Para ello, se está investigando la manera de mejorar las terapias de rehabilitación, tales como las terapias físicas o de imaginación motora [2], [4].

Las interfaces cerebro-máquina (BMIs, por sus siglas en inglés) juegan cada vez un papel más importante en la rehabilitación, ya que facilitan al paciente el movimiento de la extremidad afectada. Las BMI traducen las señales cerebrales en comandos de actuación de una órtesis o una máquina.

Una de las BMI más robustas es aquella que analiza los fenómenos de sincronización relacionados a eventos (ERS, por sus siglas en inglés) y desincronización (ERD, por sus siglas en inglés) [6].

Estos fenómenos son fluctuaciones de amplitud en las bandas de frecuencia mu (8-12 Hz) y beta (12- 30 Hz) [13]. Es más, ERD/ERS son potenciales cerebrales que se manifiestan como la diferencia de potencial respecto a una línea base, antes y después un evento ocurra. En otras palabras, representa los cambios de potencia de una señal. Además se estableció que un cambio positivo corresponde a una ERS mientras que un cambio negativo corresponde a una ERD [9], [11], [12]. Además, estudios afirman que estos fenómenos ocurren entre dos y cuatro segundos después de producirse el movimiento. [14].

Por otra parte, la cantidad de electrodos usados y cuáles se usan es fundamental para conseguir las ondas cerebrales adecuadas, ya que no se obtienen

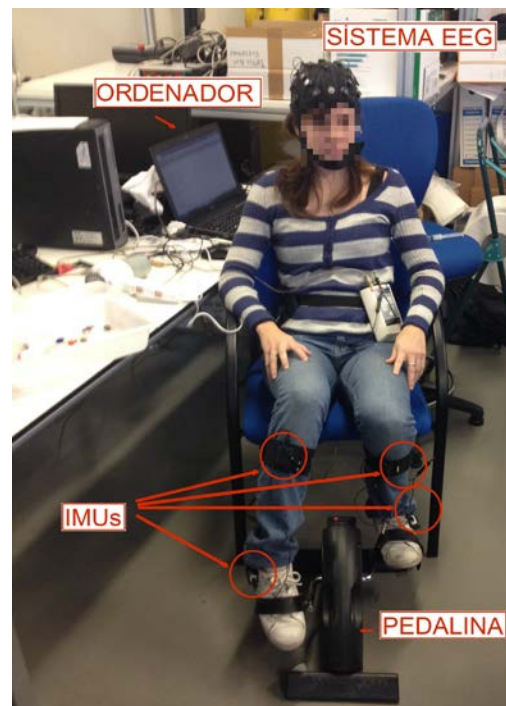


Figura 1. Entorno experimental donde un usuario realiza la prueba.



los mismos resultados al analizar las señales de los electrodos situados en la zona sensorimotora que en la motora se desea observar el efecto de la realización del movimiento [3], [5], [10].

Este trabajo se basa en [6], donde se detecta el inicio y fin de la marcha. El objetivo del presente estudio es diseñar una BMI para detectar la intención del inicio del pedaleo a partir de señales de electroencefalografía (EEG). Se ha seleccionado el pedaleo como actividad motora porque se trata de un escenario más controlado que andar o correr, evitando de este modo artefactos como, movimientos involuntarios de la cabeza [7]. Se han analizado diferentes configuraciones de electrodos, así como dos tipos de longitud de ventana de procesamiento, una cogiendo sólo tiempo antes de que se produzca el movimiento del pedaleo y la otra cogiendo tiempo antes y después del movimiento.

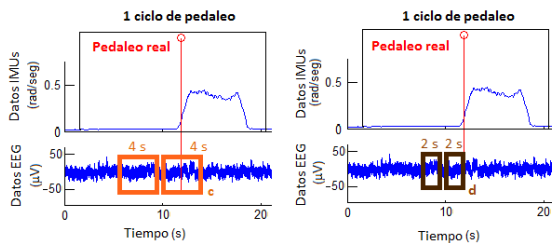


Figura 2. Ejemplo de un ciclo de pedaleo. La línea roja representa cuando se produce el pedaleo real. En la imagen de la izquierda, la señal de EEG está procesada con una ventana de 4 segundos (c), mientras que en la imagen de derecha se procesa con una ventana de 2 segundos (d).

## 2 MATERIALES Y MÉTODOS

### 2.1 SUJETOS

Un grupo de cinco voluntarios (cuatro hombres y una mujer,  $27.6 \pm 4.0$  años) participó en este estudio. Todos dieron consentimiento por escrito y ninguno de ellos tenía problemas neurológicos o de cualquier otra índole. El estudio ha sido aprobado por el comité de ética de la Universidad Miguel Hernández de Elche (España).

### 2.2 INTERFAZ CEREBRO-MÁQUINA

Para detectar la intención de inicio del pedaleo, se ha desarrollado una interfaz cerebro-máquina controlada mediante señales de EEG.

El objetivo es poder detectar las fluctuaciones en las bandas de frecuencia mu y beta durante los periodos de pedaleo y descanso. Es decir, detectar la ERD/ERS. Para ello, las señales cerebrales fueron grabadas con el equipo Enobio 32 (Neuroelectronics ©) el cual es un sistema inalámbrico con una frecuencia

de muestreo de 500 Hz. Los electrodos fueron colocados acorde con el sistema internacional 10/20. Tanto la referencia como la tierra se colocaron en cada lado del lóbulo de la oreja derecha.

En la Tabla 1 muestran las diferentes configuraciones de electrodos con su respectivo número de electrodos. Lo primero que se realiza a las señales de EEG es un procesamiento de filtrado a los electrodos de entrada y posteriormente, se extraen las características de frecuencia de aquellos electrodos de interés (electrodos de salida). A continuación, se muestra la localización de los electrodos usados:

- 32 electrodos: P7, P4, CZ, PZ, P3, P8, O1, O2, C2, F8, C4, F4, FP2, FZ, C3, F3, FP1, C1, F7, OZ, PO4, FC6, FC2, AF4, CP6, CP2, CP1, CP5, FC1, FC5, AF3, PO3.
- 9 electrodos: C1, FC1, FC2, C3, CZ, C4, CP1, CP2, C2.
- 8 electrodos: C1, C3, CZ, C4, CP1, CP2, C2, FC2.
- 7 electrodos: C1, C3, CZ, C4, CP1, CP2, C2.
- 3 electrodos: C1, CZ, C2.

Tabla 1: Configuración de electrodos.

Número de Configuración de electrodos	Electrodos de entrada	Electrodos de salida
1	32	9
2 y 6	9	9
3 y 9	3	3
4 y 7	7	7
5 y 8	8	8

### 2.3 SISTEMA DE CAPTURA DE MOVIMIENTO

Para probar la fiabilidad de que nuestro sistema detecta correctamente la intención del inicio del pedaleo, se ha tomado como referencia la salida proporcionada por el sistema Tech MCS (Technaid S.L. España). Este último es un equipo inalámbrico con una frecuencia de 20 Hz que está basado en Unidades Inerciales de Movimiento (IMUs). Cada IMU proporciona diecinueve parámetros: nueve correspondientes a la matriz de rotación, tres a la aceleración, tres al campo magnético, tres a la velocidad angular y uno a la temperatura. Para nuestro estudio, se han usado cuatro IMUs, dos en cada pierna: una en el tibialis anterior y la otra en la parte exterior del tobillo. Además, sólo se ha extraído el giro en el eje X el cual si excedía de cierto umbral,



se consideraba como un inicio del inicio del pedaleo. La Figura 1 muestra la arquitectura del sistema.

## 2.4 PROTOCOLO EXPERIMENTAL

Los usuarios se sentaron en una silla fija a una distancia cómoda para pedalear en una pedalina. Todos los usuarios realizaron una única prueba que constaba de 16 repeticiones. Cada repetición tenía 5 ciclos de pedaleo. Un ciclo de pedaleo consistía en estar unos 10 segundos parado y pedalear después por cerca 10 segundos. No se usó ningún estímulo externo para que el usuario iniciara el pedaleo. Cada vez los usuarios empezaban con su pie predominante.

## 2.5 PREPROCESAMIENTO

Para mejorar la calidad de la señal a la hora de procesarla, se realizó un preprocesamiento. Este preprocesamiento está basado en [6]. Primero se atenuó la frecuencia de la línea eléctrica (50 Hz) por medio de un filtro supresor de banda. Posteriormente se aplicó un filtro paso alto de 4º orden de Butterworth a 0,2 Hz para eliminar la señal de continua. Por último, se realizó un Laplaciano para mejorar la resolución espacial.

## 2.6 SELECCIÓN DE VENTANA Y EXTRACCIÓN DE CARACTERÍSTICAS

Una vez que la señal ha sido preprocesada, se efectúa la extracción de características. Dos tiempos de ventana fueron seleccionadas a la hora de analizar la señal. Para las configuraciones de electrodos 1, 2, 3, 4 y 5, se utilizó una ventana de 4 segundos (denominada “c” en la figura 2), y las configuraciones de electrodos 6, 7, 8 y 9, se usó una ventana de 2 segundos (denominada “d” en la figura 2).

Por otra parte, se determinaron 2 clases: reposo y pedaleo. Primero se define la clase pedaleo, obtenida a partir de los datos de las IMUs. Un pedaleo real es producido cuando las IMUs exceden un umbral. La clase pedaleo se define dos segundos antes y dos segundos después de la detección del pedaleo real. Para una ventana de dos segundos, la clase pedaleo se define dos segundos antes de la detección del pedaleo real, es decir, el final de la ventana coincide con el pedaleo real. La clase reposo tiene el mismo tamaño que la clase pedaleo y se sitúa justo antes de ésta con una separación de 0,5 segundos para evitar solape. La Figura 2 muestra dónde se produce el pedaleo real y cómo las ventanas seleccionadas están situadas en la señal EEG con respecto a esto.

Cada ventana fue procesada en subventanas de 1 segundo con un desplazamiento de ventana de 0.2

segundos. Para cada subventana, se realizó la extracción de características como en [6], la cual se basa en la transformada de Fourier y en la suma de los rangos de frecuencia:  $\mu$  (8-12 Hz),  $\beta$  baja (12-24 Hz) y  $\beta$  alta (24 –30 Hz).

## 2.6 CLASIFICADOR

La clasificación se llevó a cabo mediante máquinas de soporte vectorial (SVM). Este algoritmo se basa en la separación de clases mediante hiperplanos y maximizando los márgenes de distancia entre ellas. El kernel usado fue la función de base radial (RBF), uno de los kernels más populares.

Una vez las características principales fueron extraídas, los datos fueron clasificados. Se hizo una validación cruzada de las 16 repeticiones. Para ello, los datos fueron divididos en entrenamiento y comprobación. Los datos de las primeras 10 repeticiones fueron destinados para el entrenamiento, es decir, crear el modelo. Las otras 6 repeticiones se usaron para comprobar la fiabilidad del algoritmo. Para cada subventana de cada una de las clases descrita en el apartado 2.6, se aplicó el modelo, el cual daba un valor perteneciente a una de las clases (vector de predicción, figura 3). Después, se aplicó el algoritmo de voto por mayoría. Éste consiste en que la clase mayoritaria obtenida en la ventana total, era representada por esa clase, formando el vector simplificado, y si fuera empate, se seleccionaba el estado de reposo como resultado de la predicción. Este vector simplificado fue comparado con el vector real para calcular los resultados. La figura 3 representa este proceso.

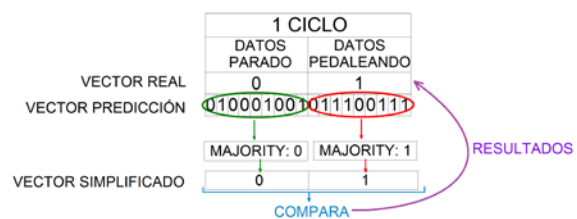


Figura 3. Ejemplo de un ciclo del vector de predicción. El clasificador predice un valor por subventana de cada clase. La clase representada mayoritariamente de la ventana, representa a dicha ventana. Los resultados son comparados con el vector real.

## 3 RESULTADOS Y DISCUSIÓN

Se han estudiado tres parámetros para cuantificar los resultados: la razón de los verdaderos positivos (TPR), definido como el número de predicciones verdaderas dividido por el número de eventos verdaderos; los falsos positivos por minuto (FP/min), definidos como el número de predicciones falsas

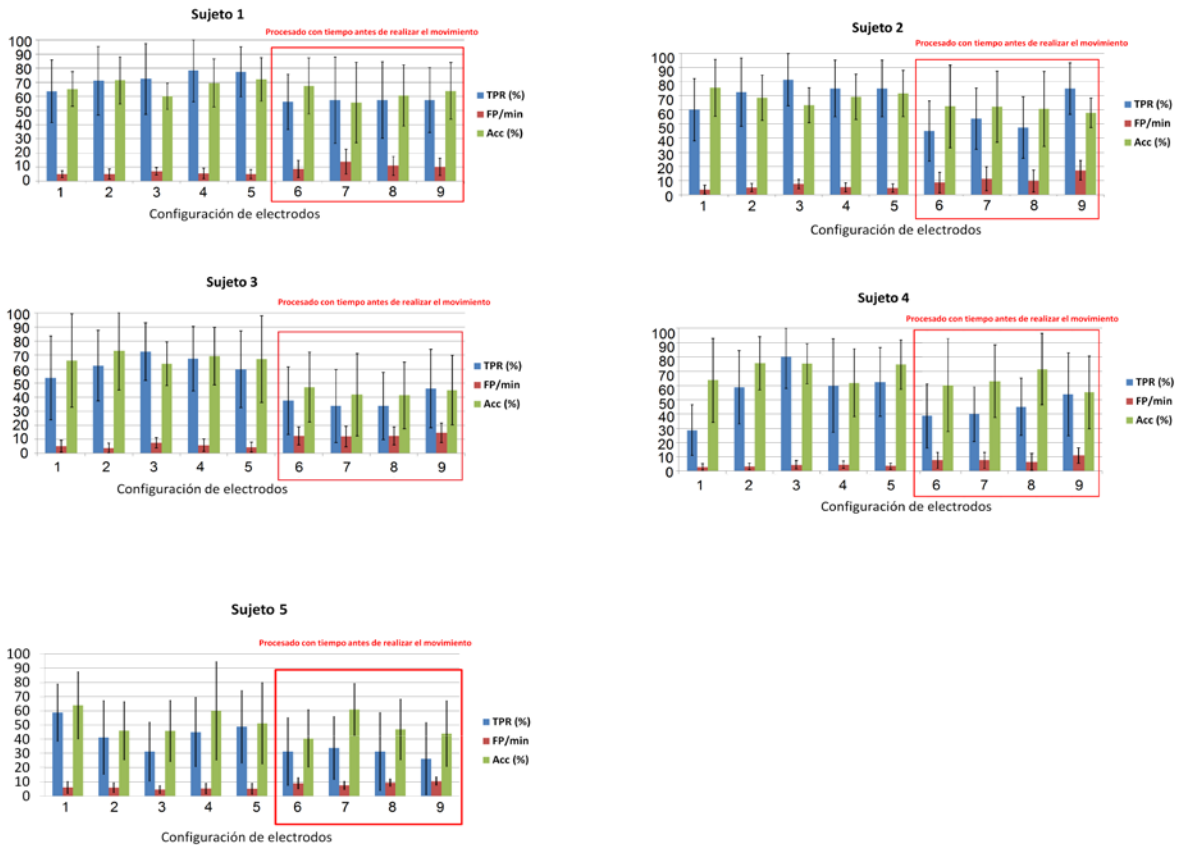


Figura 4. Resultados de 5 sujetos sanos. El eje horizontal representa las distintas configuraciones de electrodos. Cada una es representada por tres parámetros: los verdaderos positivos (TPR) (barras azules), los falsos positivos por minuto (FP/min) (barras rojas) y la precisión (Acc) (barras verdes). Las configuraciones 1 a 5 fueron procesadas con una ventana de 4 segundos mientras que las configuraciones 6 a 9 fueron procesadas con una ventana de 2 segundos.

dividido por el tiempo de procesamiento en minutos y la precisión (Acc), definido como el número de predicciones verdaderas dividida por el número de predicciones totales.

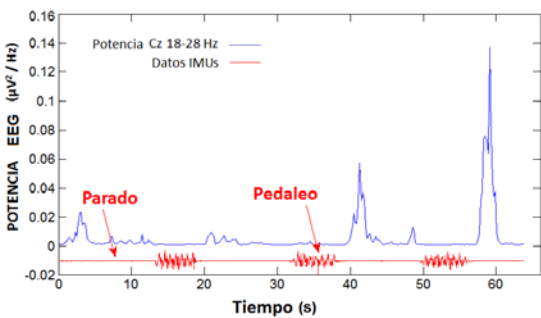


Figura 5. La señal azul es la banda de potencia 18-28 Hz en la posición CZ. La señal roja representa el giro en X de las IMUs (verdad absoluta).

Los resultados en función de la precisión de la figura 4 y la tabla 2 sugieren que utilizar en el procesamiento únicamente datos previo al movimiento, reduce tanto el TPR como la Acc (20-30 %), respecto a emplear datos anteriores y posteriores al movimiento. Además, allí también se observa que

esta ventana de menor tiempo, aumenta casi el doble los falsos positivos por minuto.

En la tabla 2 se observa que las mejores configuraciones en base al TPR y la precisión son con 9 y 8 electrodos (configuraciones 2 y 5). Sin embargo, para el sujeto 5 los 32 electrodos son necesarios para reducir la influencia a los 9 electrodos seleccionados.

Tabla 2: Resultados promedio de las configuraciones de electrodos

Configuración de electrodos	TPR (%)	FP/min	Acc (%)
1	53.0	4.5	66.9
2	61.3	4.6	66.9
3	67.5	6.2	61.6
4	65.2	5.3	66.0
5	64.8	4.5	67.4
6	41.8	9.2	55.6
7	43.8	10.4	56.7
8	43.0	9.8	56.2
9	51.8	12.7	53.2

Para los sujetos 1 y 2 se necesitan al menos 8 electrodos para obtener resultados de TPR mayores del 70 %, mientras que para el sujeto 4 sólo 3 electrodos son necesarios.

### 3 CONCLUSIONES

En este trabajo se ha estudiado la detección de la intención del pedaleo con diferentes configuraciones de electrodos. Ha sido probado que si los datos son procesados sólo con tiempo antes de que se produzca el movimiento (configuraciones 6-9), los fenómenos ERD/ERS son más complicados de localizar y por ello, los resultados de TPR disminuyen alrededor del 30%.

Los fenómenos de ERD/ERS son detectables más fácilmente tras iniciar el pedaleo, como puede observarse en la figura 5, donde hay excitación en la banda de potencia 12-30 Hz en los periodos cuando se está en reposo e inhibición en los periodos de pedaleo. Por lo que, cuando se usan 4 segundos de ventana de procesamiento, la cual abarca tanto tiempo antes como después de haberse iniciado el movimiento, los resultados son producto de la combinación de la intención del movimiento y la ejecución, así que no es posible correlacionar claramente la detección de la intención y el pedaleo. Es por ello que se requiere un estudio más riguroso sobre ventanas de diferente duración y sólo tomando tiempo antes del movimiento.

La mejor configuración de electrodos para los usuarios requiere usar 8 ó 9 electrodos, excepto para un sujeto que sólo requiere de 3 electrodos. Los resultados son comparables con [8], el cual reporta 76.9% de TPR medio y [1] que presenta 73.2% de precisión.

Para trabajo futuro se realizará un análisis pseudo online para obtener resultados más realistas. Esto conlleva la obtención de los datos y posteriormente procesarlos como si fuera en tiempo real. Además, se estudiará cómo mejorar los resultados aplicando estimulación por corriente directa en el proceso de la rehabilitación.

#### 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

Estatad de I+D+I) y por la Unión Europea a través del Fondo Europeo de Desarrollo Regional - FEDER "Una manera de hacer Europa".

#### Referencias

- [1] Bai, O., Rathi, V., Lin, P., Huang, D., Battapady, H., Fei, D.Y., Schneider, L., Houdayer, E., Chen, X., Hallett, M., "Prediction of human voluntary movement before it occurs," *Clinical Neurophysiology*, vol. 122, no. 2, pp. 364–372, 2011.
- [2] De Vries, S., Tepper, M., Feenstra, W., Oosterveld, H., Boonstra, A.M., Otten, B., (2013) "Motor imagery ability in stroke patients: the relationship between implicit and explicit motor imagery measures," *Frontiers in Human Neuroscience*, vol. 7
- [3] Desmurget, M., Sirigu, A., (2009) "A parietal-premotor network for movement intention and motor awareness" *Trends in Cognitive Sciences*, vol. 13, no. 10, pp. 411–419.
- [4] Hauer, K and Becker, C and Lindemann, U and Beyer, N, (2006) "Effectiveness of physical training on motor performance and fall prevention in cognitively impaired older persons: a systematic review," *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation*, vol. 85, no. 10, pp. 847–857.
- [5] Haynes, J.D., Sakai, K., Rees, G., Gilbert, S., Frith, C., Passingham, R.E., (2007) "Reading hidden intentions in the human brain" *Current Biology*, vol. 17, no. 4, pp. 323–328.
- [6] Hortal, E., Úbeda, A., Iáñez, E., Fernández, E., Azorín, J.M., (2015) "Using EEG signals to detect the intention of walking initiation and stop" in *Artificial Computation in Biology and Medicine*. Springer, pp. 278–287.
- [7] Jain, S., Gourab, K., Schindler-Ivens, S., Schmit, B.D., (2013) "EEG during pedaling: evidence for cortical control of locomotor tasks" *Clinical Neurophysiology*, vol. 124, no. 2, pp. 379–390.
- [8] ] Jiang, N., Gizzi, L., Mrachacz-Kersting, N., Dremstrup, K., Farina, D., "A brain-computer interface for single-trial detection of gait initiation from movement related cortical potentials" *Clinical Neurophysiology*, vol. 126, no. 1, pp. 154–159, 2015.
- [9] Krause, C.M.M. et al., (2000) "Effects of electromagnetic fields emitted by cellular phones on the electroencephalogram during a visual working

memory task” *International Journal of Radiation Biology*, vol. 76, no. 12, pp. 1659–1667.

[10] Lau, H.C., Rogers, R.D. Haggard, P. Passingham, R.E., (2004) “Attention to intention” *Science*, vol. 303, no. 5661, pp. 1208–1210.

[11] Lemm, S., Müller, K.R., Curio, G., (2009) “A generalized framework for quantifying the dynamics of eeg event-related desynchronization” *PLoS Comput Biol*, vol. 5, no. 8, p. e1000453.

[12] Obermaier, B., Guger, C., Neuper, C., Pfurtscheller, G, (2001) “Hidden Markov models for online classification of single trial EEG data” *Pattern Recognition Letters*, vol. 22, no. 12, pp. 1299–1309.

[13] Pfurtscheller, G., Da Silva, F.H.L., “Event-related EEG/MEG synchronization and desynchronization: basic principles” *Clinical Neurophysiology*, vol. 110, no. 11, pp. 1842–1857.

[14] Toffanin, P., Johnson, A., De Jong, R., Martens, S., (2007) “Rethinking neural efficiency: effects of controlling for strategy use” *Behavioral Neuroscience*, vol. 121, no. 5, p. 854.

## MÓDULOS PLAT-EEG PARA MEDIDAS LAPLACIANAS CON ELECTRODO SECO

Jesús Minguillón, Christian Morillas, Francisco Pelayo  
Dpto. Arquitectura y Tecnología de Computadores, Universidad de Granada  
{minguillon, cmg, fpelayo}@ugr.es  
Santiago Medina, M. Ángel Lopez-Gordo  
Dpto. Teoría de la Señal, Telemática y Comunicaciones, Universidad de Granada  
{smedina, malg}@ugr.es

### Resumen

*En el contexto del proyecto Plat-EEG (plataforma de altas prestaciones para la adquisición, extracción y procesamiento inteligente de señales EEG), presentamos unos módulos para la realización de medidas en configuración Laplaciana con electrodo seco destinado a la implementación de Interfaces Cerebro Computador inalámbricos (wBCI). El diseño modular permite tanto el uso de electrodos estándar EEG como el uso combinado con la plataforma Plat-EEG, haciendo posible así el registro de medidas Laplacianas de forma compacta y sencilla. El sistema incluye una aplicación para que personal no especializado pueda realizar medidas EEG de forma sencilla y a muy bajo coste.*

**Palabras Clave:** Sistema BCI inalámbrico, Biopotenciales, EEG, Sistema Laplaciano de electrodo seco.

## 1 INTRODUCCIÓN

En objetivo del proyecto Plat-EEG es el diseño y desarrollo de un sistema inalámbrico, portátil y de coste reducido, con prestaciones suficientes para aplicaciones BCI, tanto para servicios de monitorización y experimentación BCI locales como remotos.

La mayoría de las plataformas hardware disponibles presentan ciertas limitaciones que Plat-EEG superará una vez está finalizado el proyecto. Entre los aspectos más relevantes están:

- Incluye un terminal externo de 'trigger' para sincronización, utilizable en experimentos del tipo event-related potentials (ERPs) que requieran sincronización entre el estímulo y la respuesta.
- Todos los parámetros básicos son gestionables on-line desde la plataforma.
- Permite la aplicación de sus prestaciones mediante módulos como los presentados en este manuscrito para la realización de medidas Laplacianas.

Este último aspecto, el referido a las medidas en montaje Laplaciano, es único entre los sistemas de

bajo coste inalámbrico comerciales. El motivo es la extrema dificultad que tiene el diseño de la electrónica asociada. Sin embargo, las medidas en configuración Laplaciana ofrecen una ventaja respecto a medidas monopolares, ya que se trata de medidas muy directivas con gran capacidad para filtrar el ruido generado por fuentes no situadas bajo la superficie del electrodo activo. El resultado neto es un foco de amplificación muy estrecho que constituye un filtro espacial muy eficiente para aislar la localización de fuentes EEG.

## 2 EL SISTEMA PLAT-EEG

El Plat-EEG (ver Figura 1) es un sistema desarrollado en la Universidad de Granada de bajo coste, tamaño reducido y capacidad inalámbrica que permite el desarrollo de experimentos del tipo BCI móvil. Este sistema fue descrito en [1].

Aunque en el mercado existen diversos dispositivos con capacidades parecidas (ver [1] para una comparativa), lo que caracteriza especialmente al Plat-EEG es la posibilidad de realizar registros de calidad en configuración Laplaciana.

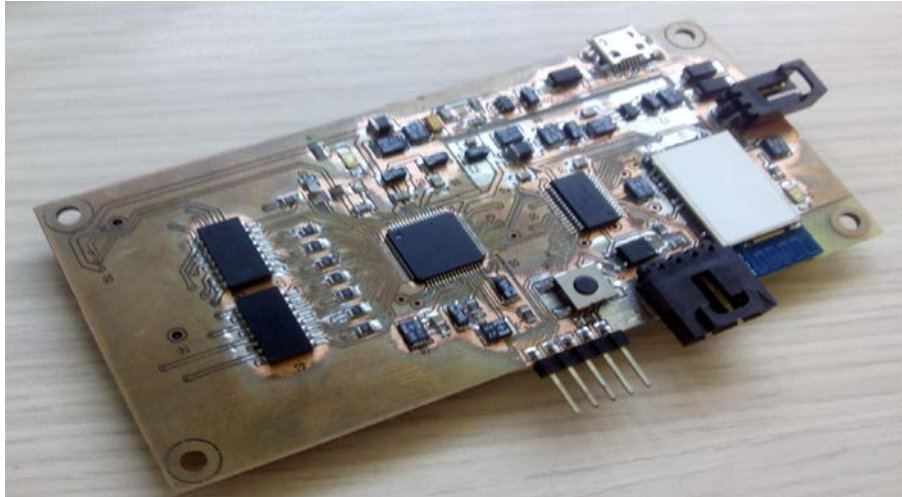


Figura 1. La figura muestra el circuito electrónico de Plat-EEG.

### 3 MODULOS PARA MEDIDAS LAPLACIANAS

Dentro del sistema Plat-EEG, se han desarrollado hasta la fecha tres módulos para realizar medidas Laplacianas:

- Electrodo seco Laplaciano
- Módulo preamplificador
- Aplicación de registro de potenciales evocados visuales

#### 3.1 El electrodo Laplaciano seco

Está formado por dos circunferencias concéntricas de puntas retráctiles que permiten adaptarse al contorno de la cabeza por presión. Cada anillo forma un único electrodo: el interior o activo y el exterior o referencia. La impedancia y presión que ejerce cada anillo ha sido calculada para maximizar el emparejamiento de impedancias a la entrada de la etapa amplificadora, al mismo tiempo que se controla el grado de presión sobre la cabeza del individuo (ver Figura 2).

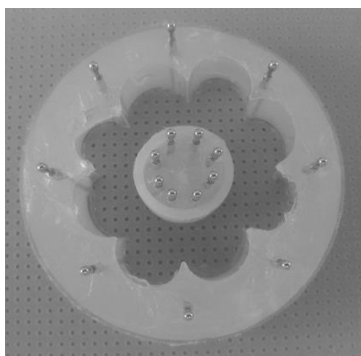


Figura 2. Prototipo de electrodo Laplaciano con activo (corona interior) y referencia (corona exterior).

#### 3.2 Módulo preamplificador

El principal problema de la captación de señales EEG proviene de los valores de amplitud. Dichas amplitudes son pequeñas y se encuentran contaminadas por ruido y artefactos que frecuentemente son de amplitud superior al valor de la propia señal. Esto es especialmente crítico en el caso de EEG, ya que estas señales suelen presentar valores de amplitud muy pequeños (comprendidos entre los 5 y 100  $\mu\text{V}$  [2]) y un ancho de banda estrecho a bajas frecuencias (típicamente hasta 100 Hz). Por otro lado, la utilización de un electrodo seco de puntas dificulta aún más el proceso de su captación. Esto se debe fundamentalmente a la menor superficie de contacto efectiva entre este tipo de electrodos y la piel y a la distancia, pequeña, entre el electrodo activo y el de referencia.

El hecho de usar electrodo seco juega un papel negativo en su impedancia eléctrica que puede reducirse mediante el uso de pasta conductora. En el caso de los electrodos secos, donde no se usa pasta conductora, la impedancia de contacto entre el electrodo y la piel es mayor, lo cual determina el ruido generado por el electrodo y la magnitud del artefacto electromagnético inducido [3].

Así pues, el diseño del módulo preamplificador es crucial para obtener medidas fiables y robustas especialmente en el caso de montaje Laplaciano con electrodo seco. La Figura 3 muestra un esquemático del módulo preamplificador diseñado para paliar estos inconvenientes.







baja previene el aliasing en etapas posteriores de conversión de analógico-a-digital (ADC).

### 3.2.5 3ª Etapa amplificadora

En medio de los filtros paso banda y de anti-aliasing el diseño incorpora una etapa de ganancia fija.

### 3.2.6 4ª Etapa amplificadora

Como última etapa, el diseño incluye una etapa de ganancia ajustable mediante interruptores. Dicha ganancia puede ser ajustada en 14 niveles diferentes permitiendo una gran versatilidad y adaptación del módulo preamplificador en su conjunto. Así pues, teniendo en cuenta todas las etapas de amplificación, esto permite amplificar un amplio rango de señales EEG, desde 2 nVpp hasta 200  $\mu$ Vpp de amplitud, sin producir saturaciones en etapas intermedias.

## 3.3 Aplicación de registro de potenciales evocados visuales

Junto con los módulos específicos para medida en configuración Laplaciana descritos anteriormente, se ha desarrollado una aplicación para la evaluación de

la visión mediante el registro de potenciales evocados visuales según los estándares del ISCEV [8].

La aplicación está pensada para que pueda ser ejecutada por personal no especializado con un dispositivo de bajo coste (e.g., portátil, tablet). Algunos de los requisitos de diseño de la aplicación son:

- Que implemente fielmente los requisitos del estándar ISCEV para la medida de potenciales evocados visuales (estimulación estructurada basada en inversión de damero)
- Que permita su ejecución a cualquier persona sin experiencia previa en registro EEG. Por tanto, debe incluir ayuda e instrucciones en modo auditivo y visual.
- Que la ejecución de la prueba se realice de forma rápida en equipos de bajo coste: la aplicación puede correr sobre un portátil o, en su versión definitiva, en Tablet bajo Android. Por otra parte, el conjunto de la plataforma Plat-EEG está diseñado para que en caso de salir al mercado, su precio sea asequible.

La Figura 4 muestra algunas imágenes de la aplicación.

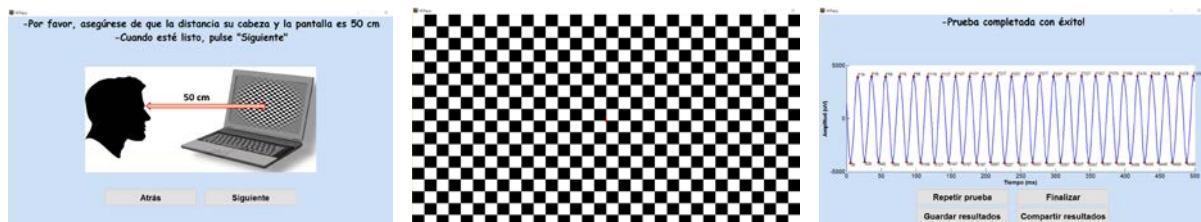


Figura 4. La figura muestra algunas pantallas de la aplicación para el registro de potenciales evocados visuales. Se observa, de izquierda a derecha, la ayuda guiada, fase del estímulo (damero) y resultado final.

## Agradecimientos

Este trabajo ha contado con la financiación del proyecto de investigación de excelencia de la Junta de Andalucía P11-TIC-7983 y del proyecto nacional de investigación TIN2015-67020-P, co-financiados con fondos FEDER y de la Asociación NICOLO para la promoción del I+D+i de Neurotecnologías y servicios en el ámbito de la discapacidad.

## Referencias

[1] Sixto Alcoba, Jesús Minguillón, Christian Morillas, Richard Carrillo, Francisco Pelayo, M. Ángel Lopez-Gordo, "Plataforma Inalámbrica configurable para BCI", Cognitive Area Networks, vol. 2, n° 1, Junio 2015, © Asociación Nicolo, ISSN: 2341-4243 Actas del 7º Simposio CEA de Bioingeniería 2015, Interfaces Cerebro-

computador (BCI) y Tecnologías Asistenciales, Málaga, Junio 2015.

[2] Agarwal, R. and Gotman, J., (1999) "Adaptive segmentation of electroencephalographic data using a nonlinear energy operator," *Proc. IEEE ISCAS*, pp. 199-202.

[3] Lei, Z.; Xiao-jing, G.; Xiao-pei, W., (2010) "Design and Implementation of a BCI System Based on Steady-State Visual Evoked Potentials", 4th International Conference on Bioinformatics and Biomedical Engineering, IEEE, iCBBE, pp. 1-4.7

[4] Chen, X. and Wang, Z.J., (2011) " Design and implementation of a wearable, wireless EEG recording system", 5th International Conference on Bioinformatics and Biomedical Engineering, IEEE, iCBBE, pp. 1-4.

- [5] Carr, J.J. and Brown, J.M. (2001) "Introduction to Biomedical Equipment Technology", 4th ed. New Jersey, USA: Prentice Hall
  
- [6] Ridwan, S.D., Thompson, R., Jap, B.T., Lal, S., Fischer, P., (2008) "Single Channel Wireless EEG: Proposed Application in Train Drivers," Third International Conference on Broadband Communications, Information Technology & Biomedical Applications, pp. 58 – 63.
  
- [7] Winter, B.B. and Webster, J.G., (1983) "Driven-Right-Leg circuit design", IEEE Transactions on Biomedical Engineering, vol. 30, pp. 62-66.
  
- [8] J. V. Odom, M. Bach, M. Brigell, G. E. Holder, D. L. McCulloch, A. P. Tormene, and Vaegan, "ISCEV standard for clinical visual evoked potentials (2009 update)," Documenta Ophthalmologica, vol. 120, no. 1, pp. 111–119, Feb. 2010.



## POTENCIALES EVOCADOS VISUALES EN DISPOSITIVO EEG LOWCOST

Fabio R. Llorella Costa  
ViRVIG-UdG, fricardocorreo@imae.udg.edu  
Gustavo Patow  
ViRVIG-UdG, dagush@imae.udg.edu  
José M. Azorín  
BMI System Lab-UMH, jm.azorin@umh.es

### Resumen

*En este trabajo se demuestra la posibilidad de utilizar dispositivos EEG de bajo precio para realizar una comunicación Persona-Máquina utilizando señales Encefalográficas y potenciales evocados visuales.  
Se han obtenido una tasa de acierto del 70%.*

**Palabras Clave:** Brain-Computer Interface, EEG, Potenciales Evocados, SSVEP

## 1 INTRODUCCIÓN

En el mercado existen diferentes dispositivos de registro EEG que son utilizados a la hora de construir sistemas BCI para la comunicación Persona-Máquina, ahora bien, estos dispositivos suelen tener un coste elevado de 300 dólares a los 15.000 dólares aproximadamente, dependiendo del fabricante y de las características del dispositivo, pero en los últimos años han surgido algunos dispositivos de bajo coste que rondan los 90 dólares, este es el caso del dispositivo de la empresa NeuroSky Mindwave, este dispositivo es muy simple y solo utiliza un electrodo en FP1, esto hace que el dispositivo tenga muy pocas posibilidades de ser utilizado como parte de un sistema BCI, pero es de gran interés ver hasta dónde puede llegar este dispositivo con un único sensor, ya que si pudiéramos crear un BCI con este dispositivo facilitaríamos el acceso de este tipo de tecnologías.

## 2 ESTIMULACIÓN VISUAL Y REGISTRO DE LOS DATOS

En este trabajo se han utilizado los potenciales visuales evocados, el protocolo utilizado ha sido el siguiente:

En primer lugar se han registrado cinco segundos de relax, es decir, sin que el usuario reciba ningún estímulo visual, en segundo lugar se ha registrado las señales EEG cuando se ha presentado el parpadeo de un LED de color rojo a diferentes frecuencias al usuario.

El usuario durante 10 segundos visualiza el parpadeo del LED ( a la frecuencia que queremos estudiar) , esto se ha realizado durante seis sesiones, por lo tanto tenemos un total de 60 segundos de potenciales y 35 segundos de relax.

## 3 EXTRACCIÓN CARACTERÍSTICAS

Para la extracción de características se ha utilizado el periodograma para extraer la densidad espectral de potencia juntamente con la entropía espectral de la señal.

### 3.1 ENTROPIA ESPECTRAL

La entropía es un concepto para medir la cantidad de orden/desorden de un sistema, en el dominio de las señales EEG podemos utilizar este concepto para cuantificar la cantidad de aleatoriedad de la señal, partimos de la hipótesis de que si el usuario no está realizando ninguna tarea mental la señal se asemeja a una señal aleatoria [1].

## 4 RESULTADOS Y CONCLUSIONES

En la tabla 1 se pueden observar los resultados conseguidos con el dispositivo mencionado, el clasificador utilizado ha sido un SVM con un kernel del tipo RBF.

Como trabajos futuros se debería estudiar si también es posible diferenciar entre diferentes colores de los LED's y integrar el dispositivo MindWave en una aplicación BCI real mediante PVE.

Tabla 1: Porcentaje de aciertos

<b>Frecuencia</b>	<b>S1</b>	<b>S2</b>	<b>S3</b>	<b>S4</b>	<b>S5</b>	<b>S6</b>	<b>S7</b>	<b>X</b>
5 Hz	68	62	63	59	67	65	66	64
10 Hz	58	70	73	71	75	67	73	69
15 Hz	55	69	79	71	74	75	70	70

### **Agradecimientos**

A todo el equipo que integra el laboratorio Brain-Machine Interface System Lab de la Universidad Miguel Hernández de Elche, Spain.

Este trabajo se enmarca en el proyecto TIN2014-52211-C2-2-R del Ministerio de Economía y Competitividad de España.

### **Referencias**

- [1] A. Bermudez, E. M Spinelli, C. Muravchik. Detección de eventos en señales de EEG mediante Entropía Espectral. XVIII Congreso Argentino de Bioingeniería SABI 2011.

## DETECCIÓN DE CAMBIOS EN EL ENTORNO DURANTE LA MARCHA A TRAVÉS DE SEÑALES EEG

Eduardo Iáñez, Álvaro Costa, Marisol Rodríguez-Ugarte, Andrés Úbeda, José M. Azorín  
Brain-Machine Interface Systems Lab, Universidad Miguel Hernández de Elche, Avda de la Universidad  
S/N, 03202 Elche, España.  
{eianez,acosta,maria.rodriguez,aubeda,jmazorin}@umh.es

### Resumen

*En este trabajo se han evaluado las señales EEG mientras se camina por 4 entornos diferentes: caminar por suelo duro, caminar por suelo blando, subir una rampa y subir unas escaleras. Se han evaluado multitud de combinaciones de componentes frecuenciales así como clasificadores. Seis usuarios han realizado las pruebas experimentales. Se han obtenido resultados satisfactorios diferenciando entre las diferentes combinaciones de 2, 3 y 4 entornos, 44%, 53% y 67% respectivamente.*

**Palabras Clave:** entornos, EEG, marcha

## 1 INTRODUCCIÓN

Recientemente se ha producido mejoras en la combinación entre medicina y tecnología debido tanto a la creciente preocupación sobre el envejecimiento de la población actual como del número de personas con daño medular que necesitan de dichas tecnologías para mejorar su calidad de vida. Según la Organización Mundial de la Salud, el envejecimiento de la población conduce al aumento de personas con discapacidad, siendo mayor el riesgo de desarrollar una discapacidad como el aumento de la edad [10]. Por ello hay un incremento en la preocupación de la calidad de vida de personas mayores y personas con discapacidad.

En últimas décadas, el número de publicaciones relacionadas con este tema tiene aumento, desde el diseño de nuevos y más eficaces estrategias de rehabilitación [1, 3, 8] para el desarrollo de tecnologías y dispositivos robóticos orientado a ayudar a las personas mayores y con discapacidad [5-7].

El análisis de la información cerebral puede ofrecer información relevante sobre los procesos cognitivos producidos durante la marcha. Mediante esta información, es posible determinar el nivel de atención que presta una persona durante la marcha y

la intención de iniciar o detener la marcha. En las estrategias de rehabilitación se utilizan exoesqueletos para ayudar al paciente durante el proceso. La detección mediante las señales cerebrales del nivel de atención o del inicio y fin de la marcha permiten generar comandos para controlar el exoesqueleto consiguiendo una mayor implicación de los usuarios en el proceso de rehabilitación mejorando los resultados.

Este trabajo se enmarca dentro del proyecto europeo Biomot – Smart Wearable Robots Bioinspired Sensory-Motor Skills (IFP7-ICT-201-10-611695), cuyo objetivo es combinar el análisis de señales EEG con el uso de un robot vestible en tareas de rehabilitación de miembro inferior. En este proyecto se analizan entre otros, el nivel de atención que presta la persona mientras camina de forma que pueda modularse el nivel de asistencia que el exoesqueleto le proporciona en base a dicho nivel consiguiendo una mayor implicación del paciente [2]. Además se analizan la detección del inicio y fin de la marcha de forma que puedan enviarse comandos al exoesqueleto siendo el usuario quien controle cuando comenzar o detener la marcha durante la terapia [4]. Y también se analiza la reacción del usuario ante obstáculos externos de forma que puedan enviarse un comando de parada de emergencia al exoesqueleto aumentando la seguridad ante situaciones inesperadas [9].

El objetivo de es el de caracterizar los cambios producidos en las señales cerebrales cuando el usuario experimenta cambios en su entorno. De esta forma, en un futuro podrá generarse un comando de control para el exoesqueleto. Esto le permitirá adaptarse mejor y más rápido al entorno en que se encuentra cambiando los parámetros necesarios.

## 2 MATERIAL Y MÉTODOS

En esta sección se describe como se ha realizado el registro de las señales EEG mientras los usuarios caminan por diferentes entornos. Se describirá el

experimento realizado así como el procesamiento y los diferentes clasificadores evaluados.

Para obtener los mejores resultados se han evaluado diferentes combinaciones de características frecuenciales para poder diferenciar sobre que entorno está caminando el usuario.

## 2.1 REGISTRO

El registro se ha realizado con el equipo actiCHamp de la compañía de BrainVision con su módulo inalámbrico MOVE. Esto ha permitido realizar las pruebas con mayor facilidad al tener que moverse por diferentes entornos. Se ha utilizado una frecuencia de muestreo de 500 Hz y se ha aplicado un filtro Notch a 50 Hz para eliminar las perturbaciones de la red eléctrica.

Se han utilizado 31 electrodos activos distribuidos por el cuero cabelludo siguiendo el Sistema Internacional 10/10 en las siguientes posiciones: FZ, FC5, FC1, FCZ, FC2, FC6, C3, CZ, C4, CP5, CP1, CP2, CP6, P3, PZ, P4, PO7, PO3, PO4, PO8, FC3, FC4, C5, C1, C2, C6, CP3, CPZ, CP4, P1, P2. La referencia se ha situado en la oreja derecha y la tierra en la posición AFz.

## 2.2 PROCESAMIENTO

Una vez registradas las señales EEG, éstas han sido segmentadas en ventanas de 1 segundo de duración con un solape de 0.5 segundos. Para cada segmento se ha obtenido la densidad espectral de potencia entre

1 y 100 Hz con una resolución de 1 Hz. Cada ventana ha sido a su vez etiquetada en función de en qué entorno estuviera caminando el usuario.

Al haber obtenido todas las frecuencias para cada segmento de señal es posible a continuación evaluar tanto cada una de ellas de forma individual como la suma de diferentes bandas de frecuencias. Por tanto, en primer lugar se han evaluado cada frecuencia individual para todos los electrodos obteniendo 31 características. A continuación se han evaluado multitud de combinaciones donde se suma la contribución de rangos de frecuencia para cada uno de los electrodos obteniendo de nuevo 31 características.

## 2.3 CLASIFICADORES

Se han evaluado 4 tipos de clasificador en validación cruzada. Para algunos de ellos se han evaluado a su vez diferentes configuraciones variando sus parámetros habiendo testado un total de 19 opciones:

- Máquina de vector soporte (SVM: Support Vector Machine): 6 configuraciones
- Vecino más cercano (KNN: K nearest neighbors): 7 configuraciones
- Naive Bayes
- Análisis de discriminante lineal (LDA: Linear Discriminant Analysis): 5 configuraciones.



Figura 1. Entorno donde se realizan las pruebas experimentales. Los usuarios caminan por los cuatro tipos de superficie: superficie dura, superficie blanda, rampa y escaleras.



## 2.4 EXPERIMENTO

El experimento ha consistido en caminar a través de los diferentes entornos (Figura 1):

- Suelo duro (D)
- Suelo blando (B)
- Rampa (R)
- Escaleras (E)

En cada entorno los usuarios han caminado entre 7 y 10 segundos mientras sus señales EEG se registraban simultáneamente. El experimento se ha repetido 10 veces.

## 3 RESULTADOS Y DISCUSIÓN

### 3.1 USUARIOS

Seis usuarios han participado en los experimentos con edades comprendidas entre los 14 y los 26 años ( $22.3 \pm 4.8$ ). Cinco son hombres y dos de los usuarios son zurdos. Todos son usuarios sanos sin desórdenes neurológicos y firmaron el consentimiento informado tras recibir toda la información sobre las pruebas que iban a realizar. Éste ha sido aprobado por el Órgano Evaluador de Proyectos de la Universidad Miguel Hernández de Elche.

### 3.2 EVALUACIÓN DE LAS DIFERENTES COMBINACIONES

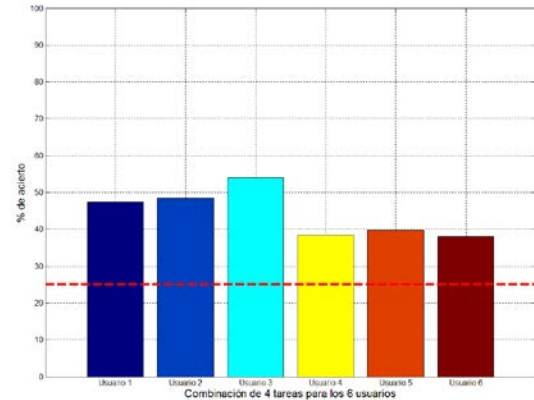


Figura 2. Resultados de los 6 usuarios diferenciando entre los 4 entornos. Se muestra el valor de la aleatoriedad (25%) en línea roja punteada.

En este trabajo se han evaluado 130 combinaciones de características frecuenciales con 19 clasificadores. Además se diferenciado entre 2, 3 y 4 entornos:

- 4 tareas (1 combinación): D-B-R-E
- 3 tareas: (4 combinaciones) D-B-R, D-B-E, D-R-E y B-R-E
- 2 tareas (6 combinaciones): D-B, D-R, D-E, B-R, B-E y R-E

Tras un análisis de los resultados se ha comprobado que las frecuencias individuales entre 6 y 12 Hz así como la suma de las frecuencias 10 a 16 y 21 a 35 son las que ofrecían los mejores resultados. Además, de todos los clasificadores evaluados con sus

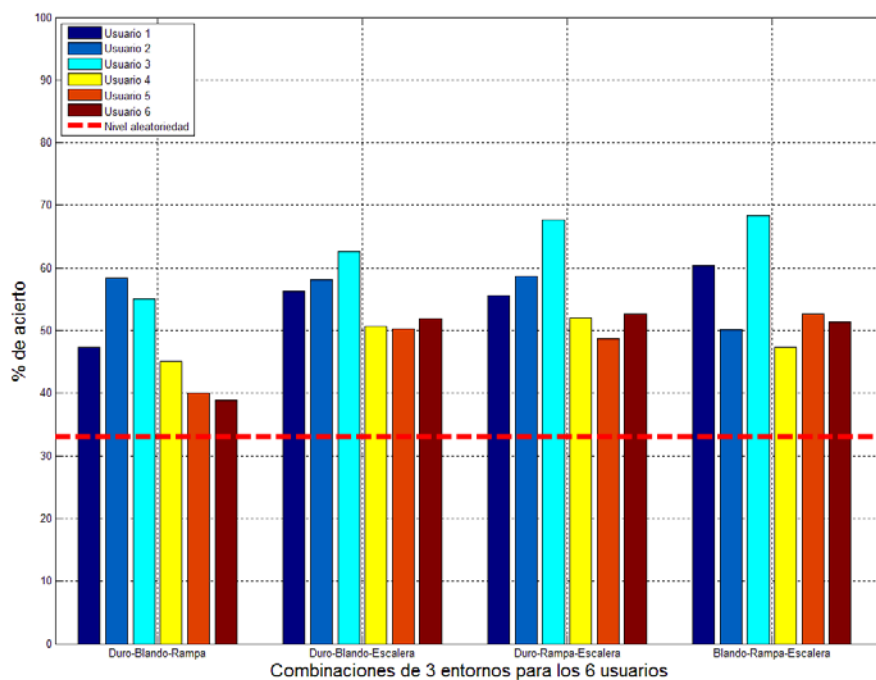


Figura 3. Resultados de los 6 usuarios para las 4 combinaciones de 3 entornos. Se muestra el valor de la aleatoriedad (33%) en línea roja punteada.

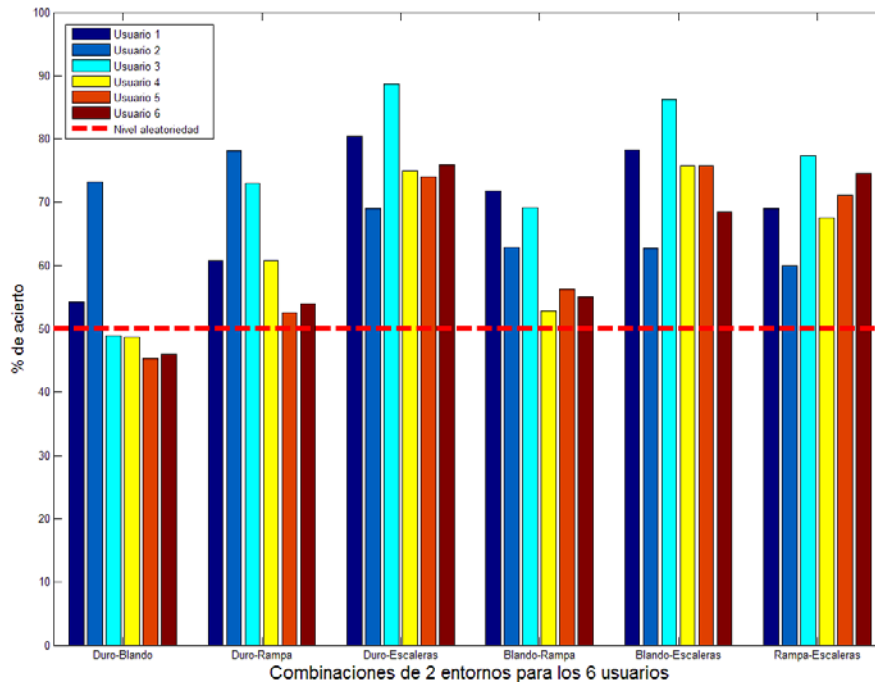


Figura 4. Resultados de los 6 usuarios para las 6 combinaciones de 2 entornos. Se muestra el valor de la aleatoriedad (50%) en línea roja punteada.

diferentes combinaciones, los que obtuvieron los mejores resultados han sido el Naive Bayes y los basados en análisis discriminante lineal.

Tras un estudio más exhaustivo teniendo en cuenta también las diferentes combinaciones de características se obtiene que la característica que ofrece los mejores resultados es la correspondiente a los 10 Hz para cada uno de los electrodos. En cuanto clasificador que mejores resultados ofrece, el análisis discriminante lineal con función discriminante cuadrática.

Las figuras 2, 3 y 4 muestran los resultados para los 6 usuarios y todas las combinaciones de 2, 3 y 4 tareas. Puede observarse como en promedio todos los resultados se encuentran por encima de la aleatoriedad (25% para el caso de 4 tareas, 33% para el caso de 3 taras y 50% para el caso de 2 tareas).

Los usuarios obtienen un promedio de un 44.4% cuando se diferencia entre las 4 entornos, un 53.3% cuando se diferencia entre 3 entornos y un 66.5% cuando se diferencia entre 2 entornos.

Puede observarse como el usuario 3 es el que mejores resultados ofrece alcanzando un 54% en 4 entornos, un 68% en 3 entornos y hasta un 90% diferenciando entre 2 entornos.

Las 2 tareas que mejor se diferencian son suelo blando o duro frente a escaleras mientras que diferenciar entre suelo blando o duro obtiene los peores resultados. En el caso de 3 entornos, suelo duro, rampa y escaleras obtienen los mejores resultados.

## 4 CONCLUSIONES

En este trabajo se han evaluado las señales EEG de 6 usuarios mientras caminaban por 4 entornos diferentes (suelo duro y blando, rampa y escaleras). Se han analizado multitud de combinaciones de información frecuencia y clasificadores para obtener aquella que ofrezca la mejor combinación. Se han presentado los resultados diferenciando entre las diferentes combinaciones de 2, 3 y 4 entornos. Los resultados obtenidos están por encima de la aleatoriedad pero aun es necesario mejorarlos para poder generar comandos fiables que permitan, en un futuro, informar a un exoesqueleto de que se ha producido un cambio en el entorno sobre el que se camina y de qué tipo es. De esta forma, el exoesqueleto podrá adaptar sus parámetros para caminar por este nuevo entorno. En trabajos futuros se plantean analizar nuevas configuraciones de características así como otros clasificadores no evaluados.

## Agradecimientos

Esta investigación ha sido financiada por la Comisión de la Unión Europea bajo el proyecto BioMot - Smart Wearable Robots with Bioinspired Sensory-Motor Skills (con el acuerdo de subvención número IFP7-ICT-2013-10-611695).

## Referencias

- [1] Akdogan, E. Adli, M. A., (2011) "The design and control of a therapeutic exercise robot for lower limb rehabilitation: Physiotherabot" *Mechatronics*, vol. 21, no. 3, pp. 509–522.
- [2] Costa Á, Iáñez E, Úbeda A, Hortal E, Del-Ama AJ, et al. (2016) "Decoding the Attentional Demands of Gait through EEG Gamma Band Features" *PLoS ONE*, vol 11, no. 4, pp. e0154136.
- [3] Espregueira-Mendes, J., Pereira, R. B., Monteiro, A., (2011) "Lower limb rehabilitation," in *Orthopedic Sports Medicine*. Springer, pp. 485–495.
- [4] Hortal, E., Márquez-Sánchez, E., Costa. Á, Piñuela-Martín, E., Salazar, R., del-Ama, A.J., Gil-Agudo, A., Azorín, J.M., (2015) "Starting and finishing gait detection using a BMI for spinal cord injury rehabilitation" *IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems (IROS 2015), Innovative Session on "Wearable Robotics for Motion Assistance and Rehabilitation*, Hamburg, Germany, pp. 6184-6189.
- [5] Kong, K. Jeon, D., (2006) "Design and control of an exoskeleton for the elderly and patients," *Mechatronics, IEEE/ASME Transactions on*, vol. 11, no. 4, pp. 428–432.
- [6] Mann, W. C., Hurren, D., Tomita, M., (1993) "Comparison of assistive device use and needs of home-based older persons with different impairments", *American Journal of Occupational Therapy*, vol. 47, no. 11, pp. 980–987, 1993.
- [7] Miskelly, F. G., (2006) "Assistive technology in elderly care," *Age and ageing*, vol. 30, no. 6, pp. 455–458, 2001.
- [8] Pohl, M., Werner, C., Holzgraefe, M., Kroczeck, G., Wingendorf, I., Höölig, G., Koch, R., Hesse, S. (2007), "Repetitive locomotor training and physiotherapy improve walking and basic activities of daily living after stroke: a single-blind, randomized multicentre trial, degas), " *Clinical rehabilitation*, vol. 21, no. 1, pp. 17–27.
- [9] Salazar-Varas, R., Costa, Á., Iáñez, E., Úbeda, A., Hortal, E., Azorín, J. M., (2015) "Analyzing EEG signals to detect unexpected obstacles during walking", *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, vol. 12, no. 101, pp. 1-15.
- [10] World Health Organization (2011) "Global health and ageing," Geneva (Switzerland), World Health Organization.



# EVALUACIÓN DEL EFECTO DEL FÁRMACO ALPRAZOLAM MEDIANTE ÍNDICES DE CONECTIVIDAD NO AFECTADOS POR EL VOLUMEN CONDUCTOR

Joan F. Alonso, Sergio Romero, Miguel A. Mañanas  
Departamento ESAII, CREB, Universidad Politécnica de Cataluña, Barcelona, España.

Jordi Riba  
Human Neuropsychopharmacology Group, Sant Pau Institute of Biomedical Research, Barcelona, España

## Resumen

*Las técnicas de análisis electroencefalográficas (EEG) se han convertido en una herramienta muy útil para evaluar la actividad cerebral entre diferentes regiones, denominándose conectividad cerebral. El efecto de algunos fármacos se han evaluado hasta ahorra utilizando análisis espectral y, recientemente, mediante algunas técnicas de conectividad lineales y n lineales. Se han diseñado nuevos índices basados en supuestos más robustos a los efectos del volumen conductor que podrían producir resultados de conectividad espúreos. Estos nuevos índices como la coherencia imaginaria ("imaginary coherence", IC) [1], índice de retardo de fase ("phase-lag index", PLI) [2] y el índice de retardo de fase ponderado ("weighted phase-lag index, WPLI) [3] han demostrado ser útiles en algunos campos como por ejemplo en la caracterización EEG y magnetoencefalográfica (MEG) de la enfermedad de Alzheimer comparado con controles sanos. Sin embargo, estas técnicas no han sido aplicadas al efecto de fármacos en el cerebro. El objetivo de este trabajo es evaluar la idoneidad y efectividad de estos índices innovadores en el estudio de la conectividad cerebral bajo tratamiento de fármacos psicoactivos y, concretamente, del alprazolam que es de actuación rápida y de la familia de las benzodiazepinas.*

**Palabras Clave:** conectividad, efecto fármaco, electroencefalografía.

## 1 INTRODUCCIÓN

Las técnicas de análisis del electroencefalograma se han convertido en una herramienta muy útil para evaluar la actividad cerebral y las interacciones entre las regiones cerebrales, es decir, el llamado análisis de conectividad cerebral. Los efectos de algunos fármacos han sido, hasta ahora, estudiados mediante análisis espectral y, en menor medida, algunas

técnicas de conectividad lineales y no lineales. Nuevos índices han sido introducidos recientemente en base a los supuestos que los hacen más robusto frente a los efectos de la conducción de volumen que podrían dar a los resultados de conectividad espurias. Estos nuevos índices tales como la coherencia imaginaria (*imaginary coherence*, IC) [1], el índice de retraso de fase (*phase-lag index*, PLI) [2] y su versión ponderada (*weighted phase-lag index*, WPLI) [3] han demostrado ser muy útiles en varios campos, por ejemplo en la caracterización de señales electroencefalográficas (EEG) y magnetoencefalográficas (MEG) de pacientes con enfermedad de Alzheimer en comparación con controles sanos.

Sin embargo, estas técnicas no se han aplicado para estudiar el efecto de los fármacos en el cerebro. El objetivo principal del presente trabajo fue evaluar la adecuación y eficacia de estos índices innovadoras para estudiar la conectividad cerebral durante el tratamiento con drogas psicoactivas, y más concretamente, los efectos de una sola dosis de alprazolam, un fármaco de acción a corto plazo de la familia de las benzodiazepinas.

El alprazolam se prescribe ampliamente para el tratamiento de los trastornos de ansiedad y pánico, y las concentraciones plasmáticas máximas se obtienen entre 0,5 y 2 horas después de su administración [4]. Siendo una benzodiazepina, el alprazolam induce una mejora de las vías inhibitoras a través de su actividad en el complejo receptor GABA<sub>A</sub>, favoreciendo la entrada de iones de cloruro en las neuronas [5]. Debido a la mejora de las vías inhibitoras, se prevé la hipótesis de un debilitamiento o incluso un deterioro de la conectividad funcional.

## 2 PROTOCOLO EXPERIMENTAL

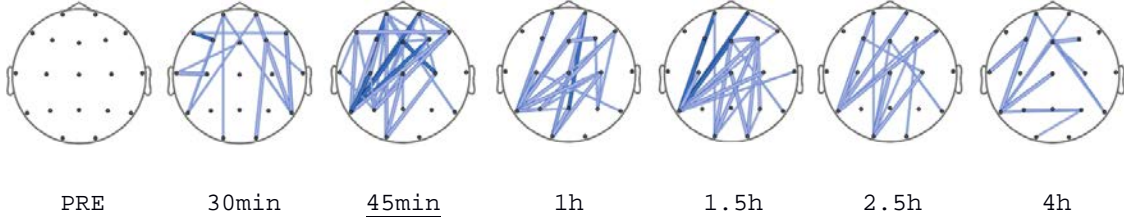
Se administró una dosis única de alprazolam de 1 mg a 9 voluntarios (de edades comprendidas entre los 20 y los 32 años, con una media de 23) en un estudio doble ciego, cruzado, y controlado con placebo. Los voluntarios se encontraban bien de salud y no se les permitió tomar ningún fármaco psicoactivo, cafeína, alcohol o tabaco en las dos semanas previas a las

sesiones experimentales, ni tampoco durante la semana de descanso (periodo de lavado) entre sesiones. El estudio se llevó a cabo de acuerdo con la Declaración de Helsinki y revisiones posteriores

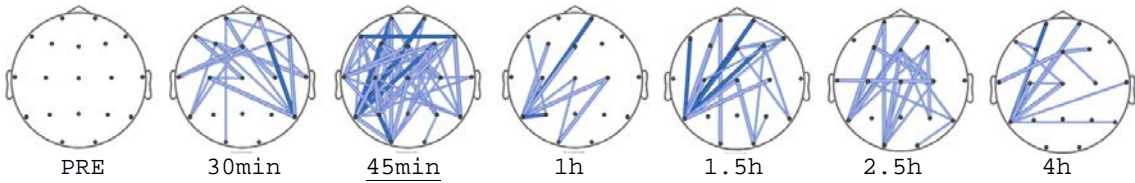
relativas a la experimentación con humanos, y fue aprobado por el Comité de Ética del Hospital y el Ministerio de Sanidad.

Las señales EEG se registraros durante tres minutos

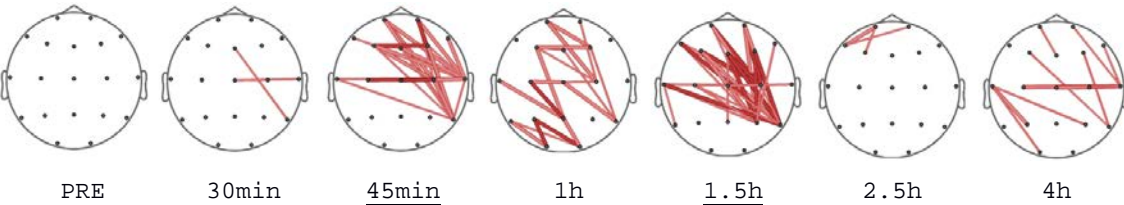
**PLI Alfa1**



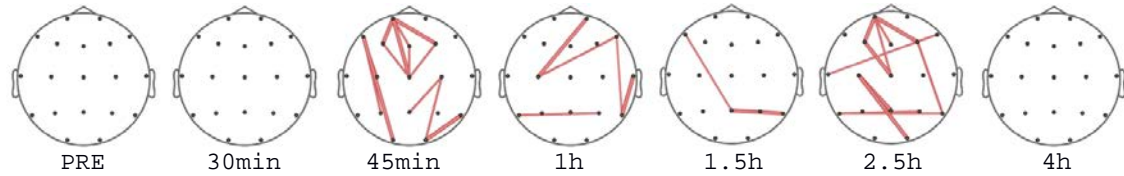
**WPLI alfa1**



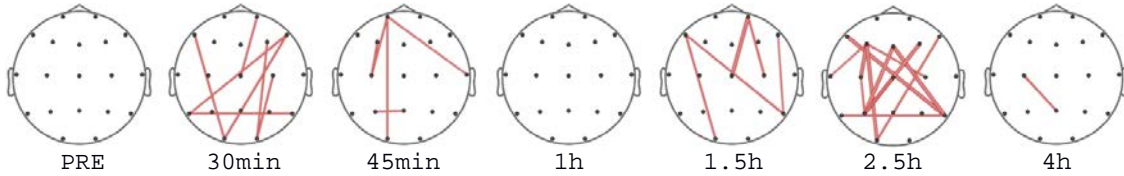
**IC alfa1**



**PLI beta**



**WPLI beta**



**IC beta**

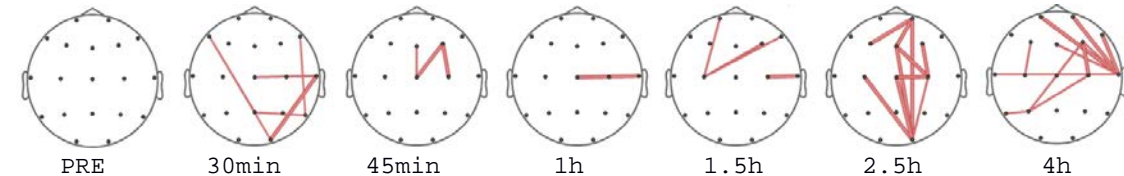


Figura 1: Cambios entre parejas de canales EEG en diferentes instantes de tiempo tras la administración del fármaco, obtenidos para cada uno de los índices en las bandas alfa 1 y beta. Se muestran los incrementos respecto al nivel basal previo a la administración en color rojo y los decrementos en azul.

en diferentes instantes: antes de la administración del fármaco, a los 30 minutos, a los 45 minutos, 1 hora, 1,5 horas, 2,5 horas, y 4 horas tras la administración. Se registraron los electro-oculogramas vertical y horizontal y 19 canales EEG (Fp1/2, F7/8, F3/4, Fz T3/4, C3/4, Cz, T5/6, P3/4, Pz, y O1/2, siguiendo el sistema internacional 10/20), referenciados a electrodos en promedio mastoides (A1 y A2). Se filtraron paso banda (0.1-45 Hz), con una frecuencia de muestreo de 100 Hz.

### 3 METODOLOGÍA

Todos los registros de EEG fueron sometidos a un procedimiento de reducción artefactos oculares siguiendo el método descrito en [6]. Dado que los principales efectos del alprazolam en los ritmos cerebrales se centran en las bandas alfa 1 (7,5 a 10,5 Hz) y beta (13 a 35 Hz) [7], se filtraron los registros usando un filtro de Chebyshev inverso con una atenuación máxima en la banda de paso de 1 dB y mínima en las bandas atenuadas de 20 dB. Este filtrado se aplicó mediante doble pasada para garantizar una distorsión de fase nula.

Las medidas de conectividad consideradas, es decir PLI, el WPLI, y la IC, fueron propuestas inicialmente como herramientas capaces de cuantificar la cantidad de sincronización entre pares de señales siendo inmunes a la conectividad espuria debida a la propagación instantánea, que podría ser causada por el efecto del volumen conductor.

El PLI se basa en el concepto de sincronización de fase, suponiendo que cuando se acoplan dos señales su diferencia de fase es constante o casi constante durante un determinado intervalo de tiempo. Esta sincronización se puede obtener tras la obtención de las fases de las señales de EEG mediante la transformada de Hilbert y el cálculo de su diferencia instantánea en el tiempo. Si hay sincronización entre las señales, la distribución de estas diferencias de fase debe estar centrada en un valor determinado. El PLI cuantifica la asimetría de la distribución de fases en una escala de 0 a 1, asegurando que se obtiene un valor nulo cuando las diferencias de fase se concentran alrededor de 0 o  $\pi$ , los valores que corresponden a la propagación instantánea [2].

El WPLI representa una mejora sobre el PLI porque tanto la sensibilidad al ruido y la capacidad de detectar cambios en la sincronización de fase se ve obstaculizada por la discontinuidad del PLI [3]. Con el WPLI, la contribución de las diferencias de fase observadas se pondera teniendo en cuenta la magnitud de las diferencias de fase, lo que reduce la probabilidad de detectar la conectividad en los casos de fuentes de ruido propagadas por el volumen conductor.

La tercera medida considerada, la IC, está estrechamente relacionada coherencia espectral

estándar, pero su definición hace que sea insensible a las fuentes que no interactúan y por eso se considera que refleja únicamente la verdadera conectividad, al contrario de lo que pasa con la falsa auto-interacción producida por fuentes propagadas por el volumen conductor [1].

Una vez que estos índices fueron calculados, los efectos farmacológicos se evaluaron por medio de mapas estadísticos, representaciones de la cabeza en las que se dibujan las diferencias significativas en la conectividad entre las situaciones de placebo y de fármaco como líneas que conectan los lugares correspondientes del cuero cabelludo. El test estadístico utilizado fue la prueba no paramétrica de los rangos con signo de Wilcoxon, y un umbral ómnibus basado en el teorema binomial [8], [9] se utilizó para detectar mapas significativos teniendo en cuenta las múltiples comparaciones.

### 4 RESULTADOS

Como se muestra en la figura, se encontraron cambios estadísticamente significativos en la banda alfa 1 (PLI, WPLI, y IC; los mapas significativos están subrayados), pero no en la banda beta (los mapas mostraron que no se alcanzaba el umbral mínimo establecido con el test ómnibus). Los cambios obtenidos concordaron con la ventana temporal esperada de concentraciones máximas en plasma.

Los coeficientes de correlación de Pearson obtenidos al comparar el curso temporal de los valores de PLI, WPLI e IC en alfa 1 con las concentraciones plasmáticas de fármaco fueron de 0,92, 0,85 y 0,96, respectivamente. Para la banda beta los coeficientes fueron 0,87, 0,79 y 0,79, respectivamente. A pesar de que las medidas en la banda beta no consiguieron mostrar diferencias estadísticamente significativas causadas por los efectos farmacológicos, sus coeficientes de correlación fueron altos, lo que demuestra que estas medidas fueron capaces de seguir estos efectos.

### 5 CONCLUSIONES

En este trabajo se evaluó la eficacia de tres medidas diferentes de conectividad, no afectadas por el efecto del volumen conductor, para la detección de efectos farmacológicos inducidos en el cerebro por el fármaco alprazolam. El análisis se centró en las bandas de interés, alfa 1 y beta. Los resultados de los tres índices, concretamente el índice de retraso de fase (*phase-lag index*, PLI), su versión ponderada (*weighted phase-lag index*, WPLI), y la coherencia imaginaria (*imaginary coherence*, IC), en estas bandas coinciden con el efecto farmacológico medido por las concentraciones de fármaco en sangre, pero sólo la banda alfa 1 muestra cambios



significativos asociados con su administración. En este sentido, estudios previos han extraído correctamente dicha información de medidas de conectividad espectrales y no lineales que podrían verse afectadas por el volumen conductor [9], [10]. El diseño del experimento, la comparación entre las condiciones de placebo y de fármaco, y la corrección por el instante basal de referencia, reducen los efectos de la conectividad espuria y posiblemente favorecen la obtención de resultados usando tales medidas en comparación con los índices estudiados en este trabajo.

PLI y WPLI indican una reducción de sincronización de fase debida a la administración de alprazolam, mientras que IC muestra un aumento de la interacción. Esto puede suceder debido IC depende no sólo de la sincronización de fase, sino también en la magnitud de la diferencia de fase, por lo que esencialmente está cuantificando diferentes interacciones entre señales inducidas por el fármaco. Esta información adicional tomada en cuenta por esta medida ofrece la mejor correlación con las concentraciones de fármaco en plasma.

El hecho de que los índices considerados no pudieron encontrar diferencias significativas en la banda beta podría indicar que los cambios de acoplamiento de fase inducidos por la droga son débiles o demasiado sutiles para ser detectados, ya que todas las medidas son corregidas por un registro basal. Esto podría desalentar su uso en estudios psicofarmacológicos en la evaluación de las dosis bajas, efectos leves, o cuando se trabaja con un número reducido de participantes. Sin embargo, las correlaciones con las concentraciones plasmáticas se mantuvieron altas, lo que indica que PLI, WPLI e IC no deben ser totalmente descartados como medios de evaluación de los efectos farmacológicos sobre el cerebro a través de los registros de EEG.

### **Agradecimientos**

Este trabajo has sido parcialmente financiado por el MINECO de España (proyecto DPI2014-59049-R).

### **Referencias**

[1] G. Nolte, O. Bai, L. Wheaton, Z. Mari, S. Vorbach, and M. Hallett, "Identifying true brain interaction from EEG data using the imaginary part of coherence," *Clin. Neurophysiol.*, vol. 115, no. 10, pp. 2292–2307, Oct. 2004.

[2] C. J. Stam, G. Nolte, and A. Daffertshofer, "Phase lag index: Assessment of functional

connectivity from multi channel EEG and MEG with diminished bias from common sources," *Hum. Brain Mapp.*, vol. 28, no. 11, pp. 1178–1193, 2007.

[3] M. Vinck, R. Oostenveld, M. Van Wingerden, F. Battaglia, and C. M. a Pennartz, "An improved index of phase-synchronization for electrophysiological data in the presence of volume-conduction, noise and sample-size bias," *Neuroimage*, vol. 55, no. 4, pp. 1548–1565, 2011.

[4] D. J. Greenblatt and C. E. Wright, "Clinical pharmacokinetics of alprazolam. Therapeutic implications.," *Clin. Pharmacokinet.*, vol. 24, no. 6, pp. 453–71, Jul. 1993.

[5] W. Haefely, "The GABA-benzodiazepine interaction fifteen years later.," *Neurochem. Res.*, vol. 15, no. 2, pp. 169–74, Mar. 1990.

[6] S. Romero, M. A. Mañanas, and M. J. Barbanoj, "A comparative study of automatic techniques for ocular artifact reduction in spontaneous EEG signals based on clinical target variables: a simulation case.," *Comput. Biol. Med.*, vol. 38, no. 3, pp. 348–360, Mar. 2008.

[7] M. J. Barbanoj, R. M. Antonijoan, J. Riba, M. Valle, S. Romero, and F. Jane, "Quantifying Drug-Drug Interactions in Pharmacology-EEG," *Clin. EEG Neurosci.*, vol. 37, no. 2, pp. 108–120, Apr. 2006.

[8] E. M. Cross and W. W. Chaffin, "Use of the Binomial Theorem in Interpreting Results of Multiple Tests of Significance," *Educ. Psychol. Meas.*, vol. 42, no. 1, pp. 25–34, Mar. 1982.

[9] J. F. Alonso, M. A. Mañanas, S. Romero, D. Hoyer, J. Riba, and M. J. Barbanoj, "Drug effect on EEG connectivity assessed by linear and nonlinear couplings," *Hum. Brain Mapp.*, vol. 31, no. 3, pp. 487–497, 2010.

[10] J. F. Alonso, M. A. Mañanas, S. Romero, M. Rojas-Martínez, and J. Riba, "Cross-conditional entropy and coherence analysis of pharmacology-EEG changes induced by alprazolam.," *Psychopharmacology (Berl.)*, vol. 221, no. 3, pp. 397–406, Jun. 2012.

# NAVEGACIÓN DEL INSTRUMENTAL EN ROBÓTICA QUIRÚRGICA

Carlos J. Pérez del Pulgar, Isabel García Morales, Víctor F. Muñoz  
Universidad de Málaga, Andalucía Tech, Departamento de Ingeniería de Sistemas y Automática.

## Resumen

*La cirugía laparoscópica de puerto único implica la introducción de diferentes instrumentos a través de un mismo trócar multipuerto. Cuando estos instrumentos son manejados por manipuladores externos, surge una restricción cinemática, puesto que todos los movimientos deben acomodarse al punto de inserción del instrumento. Las técnicas que identifican este punto a través de sensores de fuerza, situados en el efector final del robot, no consideran las fuerzas de interacción con tejidos blandos en el interior del abdomen. El objetivo de este trabajo consiste en el desarrollo de un sistema de navegación para la teleoperación de dos manipuladores que portan instrumentos quirúrgicos en cirugía laparoscópica de puerto único. Este método estima el punto de inserción utilizando las fuerzas y pares ejercidos a lo largo del instrumento, y utiliza Modelos Ocultos de Markov para la detección de la interacción con los tejidos y así evitar errores de estimación debidos a dicha interacción. Finalmente, se ha validado el sistema a través de una serie de experimentos.*

**Palabras Clave:** Control de fuerzas, robótica médica, control de robots.

## 1 INTRODUCCIÓN

La tendencia actual en cirugía mínimamente invasiva se orienta hacia el desarrollo de métodos como la cirugía de un solo puerto (SILS en inglés) [6], procedimiento en el que se realiza una única incisión, a través de la cual se introducen los instrumentos y la cámara mediante el empleo de un trócar multipuerto. Así, la reducción del número de incisiones proporciona ciertos beneficios: mejores resultados cosméticos, reducción del dolor posoperatorio y un acortamiento de la estancia hospitalaria [8]. A pesar de estas ventajas, esta técnica proporciona nuevos inconvenientes para los cirujanos ya que los instrumentos se introducen a través del mismo trócar y estos pueden colisionar dentro y fuera del abdomen. Además, la proximidad de los instrumentos a la cámara endoscópica, introducida por la misma incisión, provoca una pérdida de triangulación y una reducción del campo de visión dentro del abdomen [18]. Estos inconvenientes implican una restricción de los movimientos que el

cirujano puede realizar con los instrumentos, lo cual requiere mayor habilidad del cirujano, escenario en el cual las plataformas robóticas teleoperadas suponen una herramienta útil para los cirujanos.

Actualmente las plataformas robóticas pueden dividirse en dos tipos: endoscopios flexibles robotizados *all-in-one* [17] en los que en un solo instrumento se dispone de todo lo necesario para realizar la cirugía: cámara, iluminación y pinzas; y plataformas robóticas externas, compuestas por manipuladores que manejan tanto la cámara laparoscópica como los instrumentos quirúrgicos [7][4]. La principal ventaja del primer tipo es su tamaño: son compactos y no precisan características especiales en quirófano. Por el contrario, los segundos son grandes y normalmente requieren características especiales en quirófanos. La ventaja de su tamaño es que pueden aplicar fuerzas mayores en el interior del paciente, necesarias en la mayor parte de los procedimientos quirúrgicos. Sin embargo, cuando se utilizan este tipo de plataforma en SILS surgen algunos aspectos a solucionar. Uno de ellos está relacionado con la restricción del punto de inserción del instrumento en el abdomen, punto de fulcro, que debe ser tenido en cuenta cuando se manejan instrumentos con manipuladores. Este aspecto se soluciona con un centro de rotación remoto (RCM), que coincida con el punto de fulcro. Plataformas como el sistema Da Vinci (Intuitive Surgical Inc.) utilizan un RCM mecánico, basado en un diseño cinemático dedicado, que se ajusta antes de la intervención y permanece constante durante la misma [11]. Esta solución se utiliza debido a su robustez y seguridad pero requiere estructuras cinemáticas específicas, grandes y complejas que no son de utilidad en SILS debido a su volumen. Así, el sistema Da Vinci se ha empleado en SILS pero presenta limitaciones: restricción del rango de movimiento en el interior del paciente y colisión de los brazos durante los movimientos [9]. Para solucionar el problema, se utilizan plataformas robóticas ligeras, basadas en estructuras cinemáticas genéricas, que utilizan un RCM virtual, lo que hace posible cambiarlo durante la intervención. Hay trabajos que adoptan esta solución: el sistema Mirosurge del DLR [7] o el sistema de navegación propuesto por Dalvand and Shirizadeh [3].

Cuando se utiliza un RCM virtual, su localización debe conocerse. En este sentido, el empleo de sensores de fuerza-par multieje (sensores F/T) proporcionan una solución. De hecho, Krupa et al. [10][16] proponen un estudio acerca de la utilización

de sensores F/T para la estimación del punto de fulcro utilizando dos estrategias de control diferentes. Rui Cortesao et al. [2] soluciona con éxito el problema de la restricción del punto de fulcro utilizando observadores activos y control de espacio nulo. Trabajos recientes han empleado métodos similares en el modelado de tejidos [13]. No obstante, ninguna de estas contribuciones considera la interacción del instrumento con el tejido blando del interior del abdomen durante el movimiento de las herramientas quirúrgicas. Este es un hecho importante, puesto que puede conducir a errores en la estimación del punto de fulcro, y como consecuencia, fuerzas no deseadas en el abdomen del paciente. Además, ninguno de estos enfoques se ha adaptado a SILS, en la que varios instrumentos se insertan a través del mismo trócar, y por tanto permite que haya información redundante para mejorar la estimación del punto de fulcro. Así, la principal contribución de este trabajo es un método de navegación fuerza-posición, que se ha adaptado a SILS y que considera la interacción con el tejido durante la intervención. Por tanto, el artículo se organiza de la siguiente forma: la sección 2 describe el escenario robótico en SILS, teniendo en cuenta la interacción de fuerzas y el método de navegación propuesto. A continuación, la sección 3 presenta una metodología para la detección de la interacción con tejidos. La sección 4 describe la implantación y los experimentos realizados y finalmente, la sección 5 está dedicada a las conclusiones.

## 2 NAVIGACIÓN EN SILS

La navegación del instrumental quirúrgico durante una intervención debe considerar las restricciones inherentes a la técnica quirúrgica. En las técnicas SILS, el punto de fulcro define una restricción cinemática cuando un sistema robótico maneja el instrumental. Este punto se desconoce inicialmente, ya que no está unido a ningún elemento del manipulador, sino situado a lo largo del instrumento insertado en la cavidad abdominal del paciente. Trabajos previos estiman la localización de este punto utilizando interacción de fuerzas a lo largo del instrumento. Sin embargo, la estimación se puede realizar de esta forma sólo si el extremo del instrumento no está interactuando con tejidos en el interior del abdomen. El método que se propone en esta sección aprovecha el hecho de que ambos instrumentos están introducidos a través del mismo trócar con el objeto de mejorar la estimación, minimiza las fuerzas ejercidas sobre el abdomen a través de un esquema de control paralelo fuerza-posición y utiliza un detector de interacción con tejidos blandos si la estimación del punto de fulcro puede llevarse a cabo.

### 2.1 Interacción de fuerzas

La Figura 1 muestra el movimiento de un instrumento desde un punto inicial A a uno final B.  $\{O\}$  es el sistema de referencia de la base del robot, mientras que  $\{H_A\}$  y  $\{H_B\}$  son los sistemas de referencia del efector final en los puntos A y B. El instrumento está fijado al efector final de manera que el eje Z de estos dos sistemas de referencia coincide con el eje longitudinal del instrumento. Finalmente,  $\{P_A\}$  y  $\{P_B\}$  representan los sistemas de referencia del extremo del instrumento cuya orientación coincide con  $\{H_A\}$  y  $\{H_B\}$ . Estos sistemas de referencia pueden representarse por medio de una tupla  $\{i\} = ({}^0p_i, {}^0\sigma_i)$  que contiene el vector de posición Cartesiano y la orientación del sistema  $i$  respecto al sistema O. Además, estos sistemas también pueden representarse por su matriz de transformación homogénea  ${}^jT_i$ .

En el punto inicial A, el punto de fulcro estimado es  $\{F'_A\}$ , que es diferente del real  $\{F_A\}$  debido a errores de estimación. Debido a estos errores, si se realiza un movimiento de A a B, se ejercen fuerzas no deseadas  $\vec{f}_{F_A}$  sobre el abdomen del paciente en que desplazará el punto de fulcro desde  $\{F_A\}$  a  $\{F_B\}$ , siendo  $\vec{r}_F$  la distancia entre ellos. Si se modela el abdomen como un muelle,  $\vec{f}_{F_B}$  representa las fuerzas laterales ejercidas sobre el abdomen, que se calculan utilizando la expresión (1), donde  $K_a$  es la constante de elasticidad de la piel.

$$\vec{f}_{F_B} = K_a \times \vec{r}_F \quad (1)$$

Además, cuando existe interacción con tejido blando, se producen fuerzas adicionales  $\vec{f}_{P_B}$  sobre el extremo del instrumento  $\{P_B\}$ . Si se asume que la flexibilidad del instrumento es despreciable, la suma de  $\vec{f}_{F_B}$  y  $\vec{f}_{P_B}$  se transmite al efector final  $\{H_B\}$  de forma que  $\vec{f}_{H_B} = \vec{f}_{F_B} + \vec{f}_{P_B}$ .

También debido a este movimiento, se genera un par

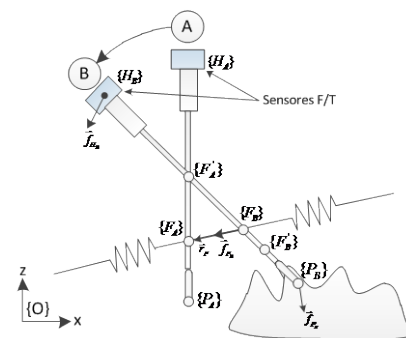


Figura 1: Movimiento del instrumento de A a B.

$\vec{\mu}_{H_B}$ , descrito en la ecuación (2). En esta ecuación,  ${}^{H_B} \vec{p}_{F'_B}$  representa la distancia entre la posición del efector final del manipulador y la posición de la nueva estimación del punto de fulcro  $\{F'_B\}$ .

$$\vec{\mu}_{H_B} = \vec{f}_{H_B} \times {}^{H_B} \vec{p}_{F'_B} = \vec{f}_{F_B} \times {}^{H_B} \vec{p}_{F_B} + \vec{f}_{P_B} \times {}^{H_B} \vec{p}_{P_B} \quad (2)$$

Si se tiene en cuenta que  $\{P_B\}$ ,  $\{F_B\}$  y  $\{F'_B\}$  están situados a lo largo del eje Z de  $\{H_B\}$ ,  $|{}^{H_B} \vec{p}_{F'_B}|$  se puede definir de la siguiente manera:

$$|{}^{H_B} \vec{p}_{F'_B}| = \left| \frac{\vec{f}_{F_B}}{\vec{f}_{H_B}} \right| \cdot |{}^{H_B} \vec{p}_{F_B}| + \left| \frac{\vec{f}_{P_B}}{\vec{f}_{H_B}} \right| \cdot |{}^{H_B} \vec{p}_{P_B}| \quad (3)$$

En el caso en el que no haya interacción con tejido ( $|\vec{f}_{P_B}| \approx 0$ ), la distancia entre el efector final y el punto de fulcro  $|{}^{H_B} \vec{p}_{F'_B}|$  se puede estimar utilizando la expresión (4); y por lo tanto, a partir de la expresión (5) se obtiene  $\{F_B\} \approx \{F'_B\}$ .

$$|{}^{H_B} \vec{p}_{F'_B}| \approx |{}^{H_B} \vec{p}_{F_B}| = \left| \frac{\vec{\mu}_{H_B}}{\vec{f}_{H_B}} \right| \quad (4)$$

$${}^0 T_{F_B} = {}^0 T_{H_B} \cdot \begin{pmatrix} I & {}^{H_B} \vec{p}_{F'_B} \\ 0 & 1 \end{pmatrix} \quad (5)$$

Así, la estimación del punto de fulcro cuando no hay interacción con tejido se lleva a cabo mediante (4) y (5). Además, como los dos manipuladores se introducen a través del mismo trócar (procedimiento SILS) el punto de fulcro puede estimarse con dos manipuladores, con uno o con ninguno, tal y como se discutirá en la próxima sección.

## 2.2 Esquema de navegación

Una vez estimado el punto de fulcro, se utiliza un esquema de navegación que modifique la orientación del instrumento para minimizar las fuerzas abdominales ejercidas debido a los errores de estimación. Este método, basado en un esquema de control paralelo fuerza-posición, se presenta en la Figura 2. En dicha figura, a partir de la posición de referencia del extremo del instrumento  ${}^0 \vec{p}_{P_{ref}}$  y de la estimación del punto de fulcro  ${}^0 \vec{p}_{F'}$ , se calcula la localización del extremo del instrumento, cuya orientación se calcula utilizando ángulos de Euler ZYZ que alineen la orientación del extremo del instrumento con el punto de fulcro estimado. Cuando no hay interacción con tejido, las fuerzas ejercidas en el abdomen se minimizan a través de un controlador PI, cuya entrada son las fuerzas medidas por el sensor F/T. El controlador modifica la referencia con la expresión  $\{P'\} = ({}^0 \vec{p}_{P_{ref}}, {}^0 \sigma_{P_{ref}} + V_{PI})$ , donde  $V_{PI}$  es la salida del controlador de fuerza. Utilizando esta referencia, el esquema de control de posición

proporciona velocidades  $\dot{\theta}$  y posiciones  $\theta$  articulares, a partir de la matriz  $K_J$  que fija la dinámica del control de posición utilizando un sistema de primer orden.

SILS implica la introducción de dos o más instrumentos a través del mismo trócar, así que el esquema de navegación se ha extendido para dos manipuladores. Así, para configurar el sistema completo (Figura 3) se han considerado dos *Esquemas de control paralelo Fuerza-Posición*. Los sensores proporcionan una tupla de medidas para cada instante de tiempo, definida como:

$$\phi_m(k) = (\{P\}, {}^0 \dot{z}_p, |\vec{f}_z|, |\vec{f}_{xy}|, |\vec{\mu}_{xy}|), m = 1, 2 \quad (6)$$

Donde  $m$  se refiere a cada manipulador,  $\{P\}$  es la posición y orientación del extremo del instrumento y  ${}^0 \dot{z}_p$  es la velocidad longitudinal del instrumento. Los sensores F/T proporcionan  $|\vec{f}_z|$  y  $|\vec{f}_{xy}|$  que son las

fuerzas longitudinales y transversales ejercidas en el instrumento, y  $|\vec{\mu}_{xy}|$  es el par transversal. Esta tupla incluye la información necesaria para estimar el punto de fulcro para cada manipulador, mediante las expresiones (4) y (5) y un estimador de mínimos cuadrados (*Estimador del punto de fulcro* en la Figura 3). Además, esta información se utiliza en el *Detector de interacción con el tejido* explicado en la siguiente sección. La estimación del punto de fulcro se ha mejorado teniendo en cuenta el estado de interacción con tejido de cada manipulador (*Casos de Interacción*). Aprovechando que ambos instrumentos están insertados por el mismo trócar, se ha utilizado un método de *Fusión de las medidas* basado en el filtro de Kalman [5], que mezcla la estimación obtenida por ambos manipuladores cuando ninguno de ellos está interactuando con tejido blando.

Dependiendo del estado de interacción con tejido, se han considerado tres casos en cada instante de tiempo. Cuando ambos manipuladores interactúan con tejido, no se puede llevar a cabo la estimación del punto de fulcro, y se utiliza la estimación anterior. En este caso, tampoco se puede realizar control de fuerzas, puesto que las fuerzas medidas a través del sensor incluyen las fuerzas ejercidas sobre el extremo del instrumento que no son de utilidad para compensar las fuerzas en el abdomen debidas a los errores de estimación del punto de fulcro. En esta situación, se realimenta la fuerza al cirujano para que pueda sentir la interacción. Por el contrario, cuando sólo un manipulador interactúa con tejido, se utiliza la información del otro manipulador para estimar el punto de fulcro, y para realizar el control de fuerzas y la información del primero para realizar la realimentación de fuerzas al cirujano.

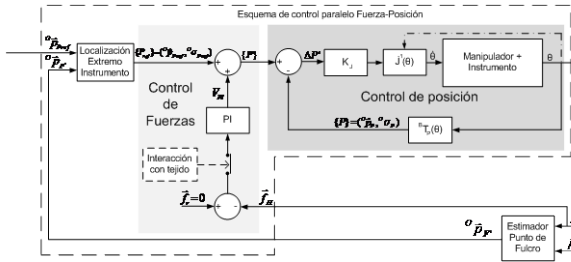


Figura 2: Esquema de control paralelo fuerza-posición.

### 3 DETECCIÓN DE INTERACCIÓN CON TEJIDOS BLANDOS

Tal y como se ha comentado, se propone un método basado en los gestos realizados por el cirujano para detectar la interacción del instrumento con el tejido blando en el interior del abdomen, y así evitar errores de estimación del punto de fulcro cuando se ejercen diferentes tipos de fuerzas y pares a lo largo del instrumento quirúrgico.

#### 3.1 CODIFICACIÓN DEL GESTO

En general, un gesto puede definirse como una expresión corporal compuesta de movimientos físicos que lleva algún significado. En cirugía, estos gestos pueden realizarse mediante instrumentos quirúrgicos (levantar el hígado, seccionar un tejido,...). Dependiendo de la fase de ejecución de este gesto, el extremo del instrumento puede estar interaccionando con tejido o no. Así, un gesto puede dividirse en diferentes estados, teniendo en cuenta la interacción del extremo del instrumento con el tejido durante su reproducción. El estado actual del gesto que se está llevando a cabo se estima por medio de un modelo probabilístico que utilice información sensorial (velocidad, fuerzas...). En este sentido, los Modelos Ocultos de Markov (HMM) han demostrado una gran flexibilidad para el modelado y el reconocimiento de gestos realizados por manipuladores [1]. Así, a través de un entrenamiento previo se crea una biblioteca de gestos  $\Omega = \{\lambda_1, \lambda_2, \dots, \lambda_p\}$ , donde cada gesto  $\lambda_i$  se codifica en un HMM, cuyos parámetros son:

$$\lambda_i = (Q, A_i, E, B_i, \pi_i) \quad (7)$$

Los gestos considerados se han dividido en un conjunto de cinco *estados ocultos*  $Q = (q_1, q_2, \dots, q_5)$  que proporcionan la mejor relación entre las fuerzas ejercidas durante la ejecución de un gesto. Las transiciones entre estados  $a_{mn}$  se definen a través de la matriz de distribución de transición de estados  $A_i$ . En este caso concreto, la transición entre estados uno y dos establece cuándo la interacción con el tejido

comienza, y la transición entre los estados cuatro y

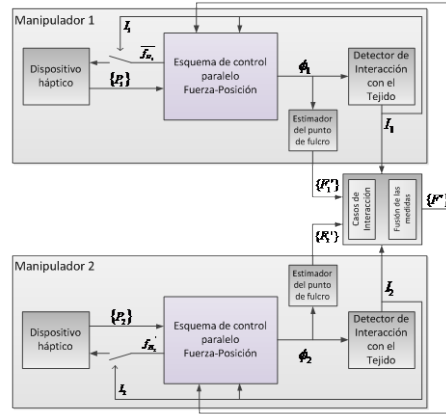


Figura 3: Navegación para dos manipuladores

cinco, indica que la interacción ha terminado. De esta forma, durante la reproducción de un gesto se genera una secuencia de estados ocultos  $\hat{Q}(k) = q(1), q(2), \dots, q(j), \dots, q(k)$ ;  $q(j) \in Q$ . Por otro lado, para cada gesto se calcula la matriz de distribución de transición de estados. Esta matriz proporciona la relación entre estados que configuran la topología HMM. Así, el elemento  $a_{mn}$  de  $A_i$  representa la probabilidad de saltar desde el estado  $q_n(k)$  al estado  $q_m(k+1)$ , donde  $k$  representa el instante de tiempo actual.

El HMM definido se basa en un conjunto de observaciones discretas  $E = \{e_1, e_2, \dots, e_r\}$  que se utilizan para establecer una relación probabilística entre cada observación y estado. Sin embargo, la tupla de medidas utilizada (6) se basa en valores continuos; así, se debe utilizar un método para transformar medidas continuas en un conjunto de observaciones discretas. Se ha utilizado la técnica Vector Quantization (VQ), utilizada en [12] para la obtención de  $E$ , que representa una partición del espacio de medidas. Así, durante la reproducción de los gestos se obtiene una secuencia de medidas continuas  $\hat{\phi}(k) = \phi(1), \phi(2), \dots, \phi(j), \dots, \phi(k)$  que debe ser traducido en una secuencia de observación  $\hat{E}(k) = E(1), E(2), \dots, E(j), \dots, E(k)$ ;  $e(j) \in E$ .

Una vez que se obtiene  $E$ , la relación probabilística entre cada observación y estado se define a través de la matriz de distribución de observación  $B_i$ , cuyos elementos  $b_{mn}$  representan la probabilidad de medir la observación  $e_m(k) \in E$  en el estado  $q_n(k) \in Q$ , y sus valores se estiman durante la fase de entrenamiento. Finalmente, la distribución de estados inicial  $\pi_i$  representa la probabilidad de comenzar en cada uno de los estados, y se estima también durante la fase de entrenamiento.

### 3.2 ENTRENAMIENTO Y RECONOCIMIENTO.

La codificación de cada gesto en un HMM es la bases para el diagrama de bloques de entrenamiento y reconocimiento mostrado en la Figura 4. En primer lugar, la secuencia de medidas obtenida  $\hat{\phi}(k)$  se discretiza en una secuencia de observación  $\hat{E}(k)$  mediante VQ. Esta secuencia se emplea en dos procedimientos: un entrenamiento off-line para obtener la biblioteca de gestos  $\Omega$ , y una procedimiento de detección de interacción con el tejido on-line, que reconoce el gesto  $\lambda_i$  que se está llevando a cabo e identifica la secuencia de estados del gesto reconocido  $\hat{Q}(k)$  con el objeto de determinar si existe interacción con el tejido  $\hat{I}(k)$ .

Durante el procedimiento off-line, se deben estimar los parámetros de cada gesto (HMM) a través de un proceso de entrenamiento. Así, cada gesto se reproduce  $n$  veces, y las secuencias de observación obtenidas  $\hat{E}_1(k), \hat{E}_2(k), \dots, \hat{E}_n(k)$  junto con sus correspondientes secuencias de estados ocultos  $\hat{Q}_1(k), \hat{Q}_2(k), \dots, \hat{Q}_n(k)$  se utilizan para entrenar los parámetros  $A_i, B_i$  y  $\pi_i$  de cada HMM utilizando el algoritmo Baum-Welch [14]. Utilizando este algoritmo para entrenar cada gesto  $\lambda_i$ , se obtiene la biblioteca de gestos  $\Omega$ .

Tras el proceso de entrenamiento, la biblioteca  $\Omega$  se puede emplear para reconocer el gesto que se está realizando y su correspondiente estado. Con este propósito, el bloque de reconocimiento de gestos de la Figura 4 calcula el gesto más probable  $\lambda_i$  utilizando un algoritmo *forward-backward* [14]. Una vez obtenido el gesto, la secuencia de estados ocultos más probable  $\hat{Q}(k) = q(1), q(2), \dots, q(j), \dots, q(k); q(j) \in Q$  se estima utilizando el algoritmo de Viterbi [19]. El último estado  $q(k)$  representa el estado actual de la reproducción del gesto. Finalmente, la secuencia de interacción  $\hat{I}(k) = i(1), i(2), \dots, i(j), \dots, i(k)$   $i(j) \in \{yes, no\}$  se obtiene utilizando la función  $\hat{I}(k) = f(\hat{Q}(k), \lambda_i)$ , que establece una relación entre cada estado  $q(j)$  y la posible interacción con tejido, considerando el gesto reconocido  $\lambda_i$ .

### 4 IMPLANTACIÓN Y EXPERIMENTOS

El método de navegación propuesto se ha implantado en la plataforma experimental para robótica quirúrgica CISOBOT, desarrollada en la Universidad de Málaga. Esta plataforma permite al usuario manejar dos dispositivos hápticos que teleoperan dos

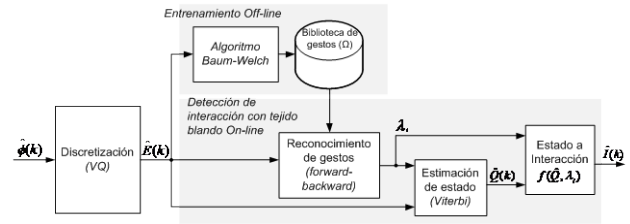


Figura 4: Detector de interacción con el tejido.

manipuladores fabricados por Robotnik Automation S.L. bajo el nombre de Brazo Modular Robotnik, que utilizan el método de navegación propuesto y por tanto, permite validarlo. Para simular el cuerpo del paciente se ha utilizado un simulador abdominal, con una vesícula artificial en su interior. Para validar el enfoque propuesto, se han llevado a cabo dos experimentos. El primero de ellos está relacionado con el método de navegación y el segundo implica la detección de la interacción con el tejido.

#### A. Experimento 1. Método de Navegación

El objetivo del experimento es la evaluación del estimador del punto de fulcro y el control fuerza-posición descrito en la sección 2. Durante el experimento, ambos manipuladores realizan una trayectoria que consiste en una rotación de  $\pi/6$  rad sobre el eje Y respecto al punto de fulcro en 1.5 segundos. La distancia cubierta por los extremos de ambos instrumentos fue de 35.8 mm.

Se han llevado a cabo 4 ensayos, en cada uno de los cuales el control de fuerzas y el estimador del punto de fulcro basado en filtro de Kalman fueron habilitados y deshabilitados para determinar la precisión del estimador del punto de fulcro y las fuerzas ejercidas sobre el abdomen en cada una de las situaciones establecidas. La Tabla 1 muestra los resultados de las fuerzas ejercidas durante los movimientos. Como cabe esperar, los resultados mejores se obtienen con el control de fuerzas y la estimación basada en filtro de Kalman habilitadas (ensayo 4), donde tanto los valores de pico, como los valores en estado estacionario son menores. Sin embargo, cuando sólo está habilitado en control de fuerzas (ensayo 3), ambos valores son pequeños, incluso con una estimación del punto de fulcro poco precisa. Es más, si sólo se habilita la estimación basada en filtro de Kalman (ensayo 2), el error de estimación del punto de fulcro y las fuerzas ejercidas son mayores debidas a la acumulación de error durante el movimiento.



Tabla 1: Resultados experimentales.

Ensayo	Descripción				
	Control de fuerzas	Estimación Kalman	Fuerza de pico	Fuerza estado estacionario	Error de estimación en estado estacionario
1	Deshabil.	Deshabil.	6.5 N	>6.5 N	35 mm
2	Deshabil.	Habilitado	4.84N	>4.84N	21.6 mm
3	Habilitado	Deshabil.	3.87N	1.5N	36 mm
4	Habilitado	Habilitado	3.18N	1.5N	<b>6.5 mm</b>

**B. Experimento 2. Detección interacción con tejido.**

Este experimento muestra cómo funciona el detector de interacción con tejidos. El primer paso consiste en el entrenamiento de un HMM de cuatro gestos tal y como detalla la sección 3. Dichos gestos se han dividido en dos subconjuntos: el primero está compuesto por movimientos longitudinales de inserción y extracción del instrumento, *clavar* y *tirar*; el segundo representa movimientos verticales del extremo del instrumento, *presionar* y *levantar*. Así, se obtiene un conjunto de gestos  $\Omega = \{\lambda_1, \lambda_2, \lambda_3, \lambda_4\}$ .

La Figura 5 muestra un ejemplo de la reproducción de un gesto *clavar* y cómo trabaja el detector de gestos. En dicha figura, las filas 1 a 4 muestran las medidas obtenidas para sensor, y la fila 5 muestra el movimiento realizado por el manipulador en el eje Z (línea azul) y la posición del tejido (línea verde). El *estado estimado* en cada instante de tiempo se muestra en la fila 6 mientras que la fila 7 representa la probabilidad logarítmica de cada gesto durante el movimiento  $\ell(\lambda_i)$  donde las líneas azul y verde muestran la probabilidad de los gestos de *clavar* y *presionar* respectivamente. La transición entre los estados uno y dos ( $time \approx 7.8s$ ) representan el momento en que comienza la interacción con el tejido, y la transición entre los estados cuatro y cinco ( $time \approx 9.7s$ ) representa cuando dicha interacción finaliza. De esta forma, entrenando cada gesto en un HMM, el gesto  $\lambda_j$  que se está reproduciendo y su correspondiente estado oculto  $q_j$  han sido detectados en tiempo real, como se muestra en las filas 6 y 7.

Con respecto a la detección del gesto que se está reproduciendo, la Tabla 2 muestra los resultados obtenidos para el reconocedor de gestos, donde se han empleado 40 repeticiones el entrenamiento de los mismos y otras 40 para su validación. Como se muestra, todos los gestos fueron reconocidos correctamente, excepto en gesto *clavar*, cuyo porcentaje de éxito ha sido de 92.5%.

Tabla 2: Reconocimiento de gestos.

Gesto	Éxito	Fallo	Porcentaje
Clavar	37	3	92.5%
Presionar	40	0	100%
Tirar	40	0	100%
Levantar	40	0	100%

**5 CONCLUSIONES**

Este artículo ha presentado un método de navegación para robots quirúrgicos en procedimientos SILS que emplea un sistema de decisión para mejorar la estimación del punto de fulcro aprovechando la ventaja de dos instrumentos insertados a través del mismo trócar. Para ello, se ha utilizado un método de fusión de medidas basado en filtro de Kalman, que se ha complementado con un esquema de control paralelo fuerza-posición con el objeto de minimizar las fuerzas ejercidas sobre el abdomen. Asimismo, se ha propuesto una metodología para la detección de la interacción con el tejido que mejora la fiabilidad de la estimación del punto de fulcro. El método de navegación se ha implantado en la plataforma experimental CISOBOT, desarrollada por la Universidad de Málaga. Sin embargo, el uso de este método en aplicaciones médicas requiere tres mejoras principales que no se han considerado en este trabajo: añadir un supervisor tolerante a fallos, entrenamiento de gestos a través de estructuras anatómicas reales y modificación del sistema de navegación incluyendo aprendizaje on-line.

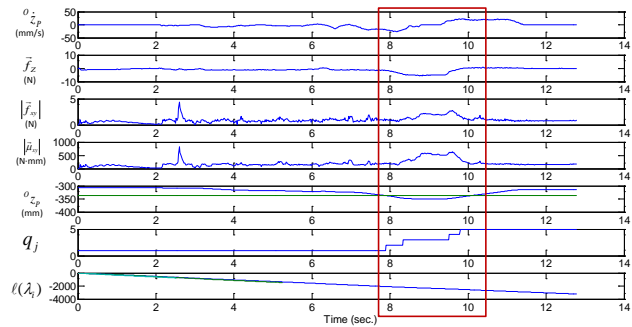


Figura 5: Resultados obtenidos para el gesto *clavar*.

**Referencias**

- [1] Bauzano, E. Et al. "Collaborative Human-Robot System for HALS Suture Procedures," Systems Journal, IEEE, vol. PP, no.99, pp.1-10, 2014, doi: 10.1109/JSYST.2014.2299559
- [2] Cortesao, R., et al. (2006, October). Haptic Control Design for Robotic-Assisted Minimally Invasive Surgery. In Intelligent Robots and Systems, IEEE/RSJ International Conference on (pp. 454-459). IEEE, 2006.
- [3] Dalvand, M.M., Shirinzadeh, B. Motion control analysis of a parallel robot assisted minimally invasive surgery/microsurgery system (PRAMiSS). Robotics and Computer-Integrated Manufacturing, 29(2), 318-327, 2013.



- [4] Freschi C., et al. "Technical review of da Vinci surgical tele-manipulator", *International Journal of Medical Robotics and Computer Assisted Surgery*, vol. 9, pp. 396-406, 2013.
- [5] Gan, Q.; Harris, C.J., "Comparison of two measurement fusion methods for Kalman-filter-based multisensor data fusion," *Aerospace and Electronic Systems, IEEE Transactions on*, vol.37, no.1, pp. 273-279, 2001.
- [6] Gomes, P. "Surgical robotics: Reviewing the past, analysing the present, imagining the future". *Robotics and Computer-Integrated Manufacturing*, vol. 27(2), pp. 261-266, 2011.
- [7] Hagn U. et al. "DLR MiroSurge: a versatile system for research in endoscopic telesurgery" *Int. Journal of Computer Assisted Radiology and Surgery*, v5, pp. 183-193, 2010.
- [8] Halim I., Tavakkolizadeh A. "NOTES: The next surgical revolution?". *International Journal of Surgery*, vol. 6, pp. 273-276, 2008.
- [9] Kroh, M. et al. First human surgery with a novel single-port robotic system: cholecystectomy using da Vinci Single-Site platform. *Surgical endoscopy*, 25(11), 3566-3573, 2011.
- [10] Krupa A., G.Morel, M.Mathelin, "Achieving high-precision laparoscopic manipulation through adaptive force control", *Advanced Robotics*, vol. 18, no. 9, pp. 905-926, 2004.
- [11] Kuo C.H., J. S. Dai, P. Dasgupta, "Kinematic design considerations for minimally invasive surgical robots: an overview", *Int. Journal of Medical Robotics and Computer Assisted Surgery*, vol. 8, pp. 127-145, 2012.
- [12] Mitra, Sushmita; Acharya, Tinku. *Gesture recognition: A survey. Systems, Man, and Cybernetics: Applications and Reviews*, vol. 37, no 3, p. 311-324, 2007.
- [13] Moreira, P., Zemiti, N., Liu, C., & Poignet, P. *Viscoelastic model based force control for soft tissue interaction and its application in physiological motion compensation. Computer methods and programs in biomedicine*, 2014.
- [14] Rabiner L.R., "A Tutorial on Hidden Markov Models and Selected Applications in Speech Recognition", *Proceedings of the IEEE*, vol. 77, pp. 257-286, 1989.
- [15] Richards, C., et al. Skills evaluation in minimally invasive surgery using force/torque signatures. *Surgical Endoscopy*, vol. 14, no 9, p. 791-798, 2000.
- [16] Ruiz Morales E., S. C. Correcher, "Force estimation for a minimally invasive robotic surgery system", *European Patent*, publication number: EP2491884 A1, 2012.
- [17] Shang J., Christopher J. Payne, et al. "Design of a Multitasking Robotic Platform with Flexible Arms and Articulated Head for Minimally Invasive Surgery" *IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*, pp. 1988-1993, 2012.
- [18] Shussman N., Schlager A., et al. "Single-incision laparoscopic cholecystectomy: lesson learned for success", *Surgical Endoscopy*, vol. 25, pp. 404-407, 2011.
- [19] Viterbi, A. J. Error bounds for convolutional codes and an asymptotically optimum decoding algorithm. *Information Theory, IEEE Transactions on*, 13(2), 260-269, 1967.



## Sistema robótico híbrido para la rehabilitación del miembro superior

Francisco Resquín<sup>1</sup>, Jaime Ibañez<sup>1</sup>, José González-Vargas<sup>1</sup>, Iris Dimbwadyo<sup>2</sup>, Laura Carrasco<sup>2</sup>, Susana Alves<sup>3</sup>, Fernando Brunetti<sup>4</sup> y Jose Luis Pons<sup>1</sup>.

<sup>1</sup> Grupo de Neuro-Rehabilitación, Consejo Superior de Investigaciones Científicas (CSIC), Avda. Doctor Arce 37, Madrid, España.

<sup>2</sup> Grupo de Terapia Ocupacional, Centro Superior de Estudios Universitarios, La Salle (UAM), Madrid, España.

<sup>3</sup> Centro de Referencia Estatal de Atención al Daño Cerebral (CEADAC), Madrid, España.

<sup>4</sup> Universidad Católica "Nuestra Señora de la Asunción", Paraguay.

### Resumen

*Las funciones de alcance y agarre se ven especialmente afectadas después de un accidente cerebrovascular (ACV). Los sistemas robótico híbridos, los cuales combinan la estimulación eléctrica funcional y los exoesqueletos robóticos, han sido propuestos como herramientas de rehabilitación con el fin de mejorar los resultados de las terapias convencionales. En este trabajo presentamos el uso de una interfaz cerebro-máquina (BMI) basada en señales de electroencefalografía (EEG) que permite la detección de la intención de movimiento del usuario para desencadenar la asistencia de un sistema robótico híbrido durante la ejecución de movimientos de alcance. La plataforma fue probada en una única sesión con un paciente ACV. Los resultados muestran cómo el paciente es capaz de interactuar utilizando el BMI y comandar el inicio de la asistencia con bajas latencias. Además, se muestra la capacidad del sistema para ajustar la intensidad de la estimulación eléctrica durante la ejecución del movimiento.*

**Palabras Clave:** Sistemas Robóticos Híbridos, estimulación eléctrica funcional, exoesqueletos robóticos, rehabilitación de miembro superior.

### 1 Introducción

El alcance y el agarre son dos de las funciones más afectadas después de un accidente cerebrovascular (ACV) [1]. Diferentes técnicas y métodos se han propuesto para mejorar los resultados de las terapias de rehabilitación convencionales. Una de estas alternativas es el uso de la estimulación eléctrica funcional (FES). Esta técnica consiste generar contracción muscular inyectando corrientes eléctricas, y así, asistir al paciente en la ejecución de movimientos de alcance. Aunque este método ofrece varios beneficios [2], existen varias limitaciones que impiden el uso del FES de forma eficiente durante la rehabilitación [3]. Estos problemas vienen dados por

el reclutamiento no natural de las unidades motoras en los músculos, generando respuestas que son mantenidas en el tiempo.

Otra alternativa a las terapias tradicionales es el uso de dispositivos robóticos [4]. Esta tecnología permite llevar a cabo tareas repetitivas e intensas con el objetivo de recuperar las funciones motoras. Sin embargo, los beneficios que ofrecen estas plataformas en comparación con los métodos tradicionales todavía no están totalmente clarificados.

El uso combinado de FES y los exoesqueletos robóticos se ha planteado como una opción para superar las limitaciones individuales de cada uno de estos sistemas por separado. El resultado es un sistema más robusto e inclusivo considerando el enfoque de rehabilitación [5].

Existe una fuerte evidencia de que los resultados de la rehabilitación se maximizan cuando se asocian la intención de movimiento del paciente con la asistencia proporcionada por el dispositivo de rehabilitación [6]. Por esta razón, estudios anteriores han trabajado en encontrar nuevos métodos para decodificar los patrones corticales asociados con la intención motora a partir de señales de EEG, y así poder relacionar esta información con la asistencia externa.

En el presente trabajo presentamos resultados preliminares obtenidos con un paciente con ACV utilizando la plataforma propuesta para la rehabilitación del alcance. La asistencia fue iniciada por comandos voluntarios extraídos de una interfaz cerebro-máquina (BMI) basada en registros de EEG. Una combinación de dos clasificadores se implementó para mejorar el rendimiento de la BMI en términos de precisión y la latencia. Además, se implementó el algoritmo de aprendizaje por retroalimentación de error (FEL) para ajustar las intensidades de los estímulos con FES de acuerdo a la capacidad motora del usuario [8], [9].

### 2 Métodos

## 2.1 Sujeto de prueba

Un paciente de ACV crónico (hombre, diestro, 72 años de edad) participó en el experimento. El participante sufrió un ACV isquémico hace aproximadamente 3.8 años en el hemisferio derecho del cerebro. El sujeto no había tenido experiencia previa con el uso de BMI, FES ni sistemas robóticos antes de la sesión experimental. El protocolo experimental fue aprobado por el comité de ética de la universidad de la Salle (Madrid, España). El sujeto firmó un consentimiento escrito especificando su participación voluntaria en el experimento.

## 2.2 El sistema robótico híbrido

El sistema robótico híbrido se planteó para ayudar a los pacientes a mover su brazo parético en dirección distal en 3 dimensiones. El sistema está compuesto por los siguientes subsistemas: los dispositivos de asistencia (Robot + FES), el sistema de detección de intención motora, el controlador de alto nivel, la interfaz de usuario y la interfaz médica. La figura 1a muestra la arquitectura general del sistema.

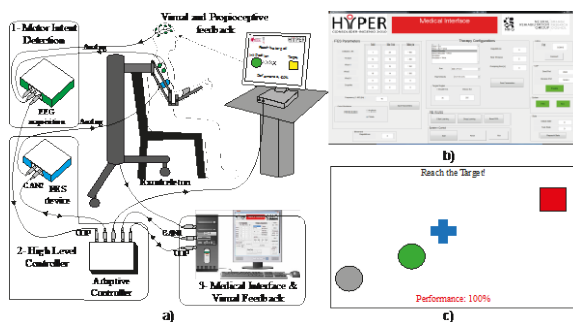


Figura 1: a) descripción general del sistema. b) interfaz médica. c) interfaz de usuario.

La asistencia al movimiento viene dada por el exoesqueleto Armeo Spring (Hocoma, Suiza) y el estimulador IntFES (Technalia, España). La función del exoesqueleto es la de compensar el peso del brazo contra los efectos de la gravedad durante los movimientos de alcance. Mientras que el IntFES ayuda a los pacientes a realizar la tarea de alcance estimulando los músculos deltoides anterior y tríceps. Pulsos bifásicos de estimulación se aplicaron a una frecuencia de 40Hz con una amplitud fija, mientras que el controlador modulaba el ancho de estos pulsos para ajustar la intensidad durante la ejecución del movimiento.

El sistema de detección de intención motora utiliza un sistema de BMI basado en señales de EEG. El BMI se implementó con Simulink de tiempo real (Mathworks Inc.) en un ordenador dedicado. Las señales de EEG se obtuvieron de 28 posiciones (AFz,

F3-F4, FC3-FC4, C5-C6, CP3-CP4, P3-P4) según el sistema internacional 10-10, utilizando electrodos activos de Ag/AgCl (Acticap, Brain Products GmbH, Germany). La referencia del sistema se colocó en el lóbulo de la oreja contralateral del lado afectado por el ACV. Adicionalmente, las señales de electromiografía (EMG) se obtuvieron utilizando dos electrodos bipolares colocados en el deltoides anterior y el tríceps del brazo afectado. Las señales de EEG y EMG se amplificaron con el sistema gUSBamp (g.Tec gmbh, Austria), con una frecuencia de muestreo de 250Hz.

El controlador de alto nivel es el subsistema que se encarga de generar las trayectorias de referencia específicas para cada una de las articulaciones del brazo, además de regular el nivel de asistencia proveído por el FES durante la ejecución de la tarea de rehabilitación. Este módulo se implementó en una arquitectura PC104 con el sistema operativo xPC target (Mathworks Inc.) para una operación de tiempo real.

La interfaz médica (figura 1b) se utilizó para ajustar los diferentes parámetros de estimulación y de rangos de movimientos. La interfaz de usuario se desarrolló con el fin de proporcionar la información sobre la tarea al paciente (figura 1c). El movimiento fue representado utilizando un sistema de coordenadas cartesiano, donde del eje x indicaba los movimientos del codo y el eje y del hombro. La posición actual del paciente se representó con un círculo, mientras que la posición deseada con un '+'. Ambas interfaces, la interfaz de usuario y médica se desarrollaron utilizando Matlab.

## 2.3 El sistema robótico híbrido

El sujeto participó en una sola sesión. El estudio se llevó a cabo en una habitación silenciosa, donde el paciente se sentó en una silla adoptando una posición cómoda y con su brazo afectado soportado por el Armeo Spring. El experimento se dividió en dos fases: de medida y de evaluación.

Durante la fase de medida, se instruyó al paciente para que se mantuviera relajado con sus ojos abiertos y la mirada fija en un punto en la pantalla. Se le pidió que realizara movimientos de alcance con su brazo afectado. El tiempo promedio entre movimientos fue de 8 a 15 s. Entre cada movimiento, se le instruyó al sujeto que permaneciera relajado y silencioso. Los datos obtenidos en esta fase se utilizaron para entrenar el detector de intención de movimiento. Un total de 35 pruebas fueron grabadas durante esta fase.

Las señales de EMG fueron adquiridas para detectar la activación muscular y marcar el inicio de los

movimientos. Estas señales fueron procesadas utilizando un filtro pasa banda ( $55 \geq f \geq 96\text{Hz}$ ) y posteriormente rectificadas. La activación muscular fue detectada utilizando el algoritmo de umbral simple, el cuál fue ajustado al 7% de la actividad máxima del EMG durante los movimientos voluntarios de entrenamiento.

En la segunda fase del experimento, se pidió al sujeto que mirara a la pantalla y repitiera el mismo movimiento de alcance. En esta fase, la estimulación eléctrica y la estimulación visual fueron activados cuando el sistema de BMI detectaba la intención de realizar un movimiento. Un total de nueve tandas de aproximadamente 14 movimientos cada una se realizaron durante el experimento.

#### 2.4 Sistema de BMI basado en señales de EEG para la detección de intención motora.

Para la detección de la intención motora se utilizó el sistema descrito en [7]. En este caso, un clasificador de las desincronizaciones relacionadas a eventos (ERD), y uno de patrones de potenciales de preparación del movimiento (BP), se combinaron para la detección de intención motora. Un clasificador Bayesiano de características independientes se utilizó para detectar el patrón de ERD que se manifiesta antes de cada movimiento. Un filtro pasa banda (Butterworth de 3er orden,  $0.5 < f_1$ ,  $35 < f_2$ ) y un filtro Lapaciano se aplicaron inicialmente a la señal. Los valores de potencia se estimaron utilizando el método de Welch en segmentos de 1.5s y para frecuencias entre 7 y 30Hz. Los valores obtenidos entre -3 y -0.5 s con respecto al inicio del movimiento se etiquetaron como estados de descanso. Los valores que se generaron en  $t = 0\text{s}$  se etiquetaron como ejemplos de intención motora. La distancia Bhattacharyya se utilizó para seleccionar las 10 mejores características (en pares de canal/frecuencia) y así construir el clasificador.

El BP se detectó utilizando un filtro pasa baja de respuesta impulso finito (menor de 2Hz). Un canal virtual se obtuvo restando los potenciales promedios de los canales F3, Fz, F4, C3, C4, P3, Pz y P4 con los canales Cz y C2. El BP promedio se calculó para el canal resultante utilizando los datos de entrenamiento y se utilizó para diseñar un filtro adaptado. Con este fin el patrón promedio de BP se extrajo desde -1.5s a 0s. Durante la ejecución del movimiento, este filtro se aplicó al canal virtual para validación.

Finalmente, las salidas de los detectores de ERD y de BP se combinaron usando un clasificador de regresión logística. Ejemplos para entrenamiento de

las condiciones de descanso se obtuvieron con estimaciones entre -3 y -0.5 s con respecto al inicio del movimiento. Las estimaciones al inicio del movimiento se utilizaron para modelar el estado del movimiento. El clasificador generaba estimaciones de intención de movimiento cada 100ms. Un umbral se aplicó a las estimaciones para decidir en cada momento si una intención motora se detectó o no. El valor del umbral se obtuvo de forma óptima de los set de datos de entrenamiento siguiendo el criterio de maximización del porcentaje de pruebas con una detección correcta de intención y sin una detección previa incorrecta.

#### 2.5 Controlador de alto nivel

Típicamente los pacientes de ACV sufren de espasticidad, lo que produce una sobre-actividad en los músculos flexores del brazo y en la pérdida de la actividad de tríceps, deltoides anterior y los músculos extensores de la mano [8]. Es por esta razón, los músculos deltoides anterior y tríceps fueron estimulados de forma a asistir los movimientos de flexión de hombro y extensión de codo respectivamente.

##### 2.4.1 Estimación de la posición del brazo humano

La posición del brazo del sujeto se aproximó utilizando los sensores que se encuentran en los ejes de rotación del robot. Primero, se asumió que el brazo del sujeto está completamente paralelo al robot (Figura 2a). Segundo, se asumió que la aplicación de la estimulación en el tríceps produce un momento en el eje, ortogonal al antebrazo y el brazo. También se asumió que la estimulación eléctrica del Deltoides anterior produce un momento en un eje fijo con respecto al hombro, como se muestra en la figura 2. Por lo tanto se utilizó la transformación biyectiva descrita en [8] para determinar los ejes del brazo y definir su posición.

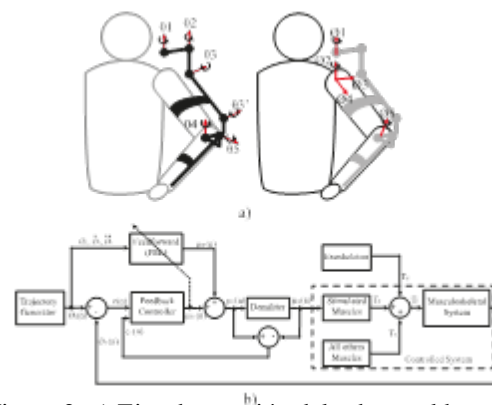


Figura 2: a) Ejes de rotación del robot y el brazo humano. b) Implementación de controlador FEL.

### 2.4.2 Controlador FEL

En esta aplicación se asumió que el brazo estaba compuesto por dos sistemas, de una entrada y una salida (SISO). Por lo tanto, los movimientos del hombro y el codo se consideraron independientes y desacoplados. Esta suposición permitió la implementación de dos controladores FEL (una para cada articulación). Estos controladores estaban compuestos por un controlador de lazo cerrado (PID) combinado con lazo de pre-alimentación basado en una red neural artificial (NN), como se muestra en la figura 2b. La NN permitió aprender de forma autónoma el modelo dinámico inverso del brazo, y así, predecir el nivel de actuación requerido para seguir la trayectoria propuesta. El proceso de aprendizaje se mantuvo encendido durante la ejecución de todos los movimientos, donde la salida del controlador de lazo cerrado se utilizó como acción de aprendizaje.

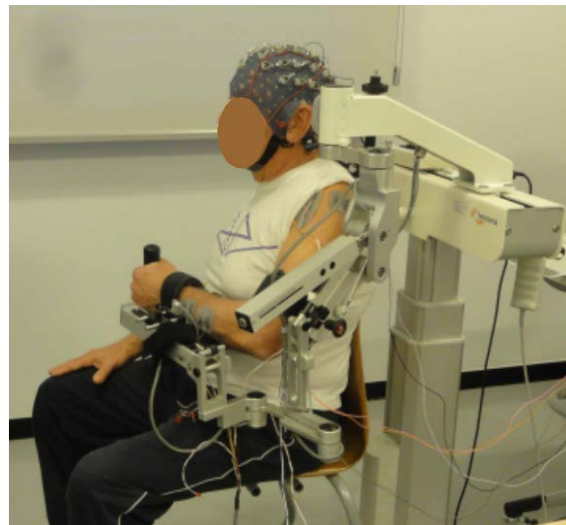


Figura 3: Una fotografía del sujeto durante la sesión.

### 2.4.3 Generador de referencias

Para generar las trayectorias de referencias se utilizó el método descrito por Flash y Hogan en [9]. En este trabajo se propuso una expresión matemática que describe como el sistema nervioso central conduce el movimiento de la mano de un punto a otro. Para generar estas trayectorias se sólo se requieren la posición final y la duración de tiempo para llegar al objetivo.

### 2.5 Métricas de rendimiento

Para la validación del BCI se calculó el porcentaje de pruebas exitosas. Una prueba se consideró exitosa, si la detección de intención de movimiento resultó en la activación de la asistencia (FES) con una latencia menor a 750 ms. Se instruyó al participante que dijera 'No' cuando recibiera la estimulación eléctrica sin que el tuviera la intención de moverse (falso-positivo). La validación del controlador de alto nivel consistió en analizar los datos de salida del controlador (FEL) durante la ejecución de la tarea de alcance.

## 3 Resultados

La figura 3 muestra al sujeto durante la sesión. La precisión del BMI para detectar la intención de movimiento y la latencia correspondiente se describen en la tabla 1.

TABLA I. PRECISIÓN (TP) Y LATENCIA (LAT.) DEL BMI PARA DETECTAR LA INTENCIÓN DE MOVIMIENTO

BCI	Sesión de entrenamiento				
	Prueba 5	Prueba 6	Prueba 7	Prueba 8	Prueba 9
TP [%]	55.55	90.9	75.0	84.62	40
Lat. [ms]	382±295	334±290	260±194	340±187	346±196

La precisión durante las primeras pruebas no han sido obtenidas ya que paciente no reportó las discrepancias entre su intención y la retroalimentación recibida. Se observaron diferencias en la precisión del BMI entre las tandas, donde el desempeño mejoró entre la tanda 5 y 8. Sin embargo, esta disminuyó en la tanda 9. Esta disminución se puede atribuir a la fatiga cognitiva. El promedio de latencia en las detecciones estuvo por debajo de 500 ms para todas las pruebas.

La figura 4 muestra el resultado en el seguimiento de trayectoria. La primera fila muestra que, en el primer movimiento, el rendimiento fue bajo (RMSE = 7.9° para el hombro y 37.8° para el codo). Después de varios movimientos, el controlador fue capaz de aprender el modelo inverso del brazo, lo cual resultó en una mejora significativa en la precisión de seguimiento (RMSE = 5.1° en el hombro y 4.3° en el codo).

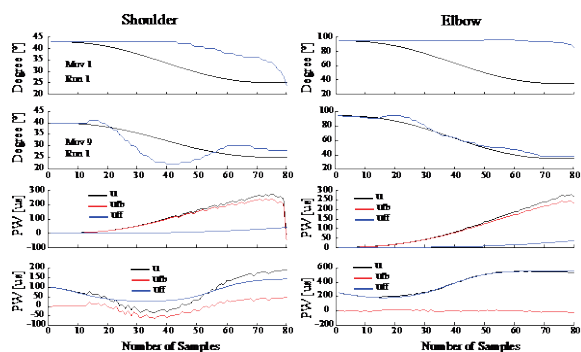


Figura 4: Rendimiento del controlador FEL durante la actividad de alcance.

Las filas 3 y 4 de la figura 4, muestran la salida del controlador FEL. Durante el primer movimiento, la asistencia proporcionada por el FEL estaba dada principalmente por el control de lazo cerrado ( $U_{fb}$ ). Sin embargo, después de algunos movimientos, la salida fue proporcionada por el modelo aprendido de la NN ( $U_{ff}$ ).

## 4 Conclusiones

En el presente trabajo se presenta un sistema de rehabilitación que combina un sistema robótico híbrido con un sistema de BMI basado en señales de EEG. Se llevó a cabo una evaluación preliminar de una única sesión con un paciente con ACV. Aunque al inicio el sujeto experimentó dificultades relacionadas con el uso del BMI, conforme se repitieron los movimientos fue capaz de dominar el sistema. De la misma manera, el sistema de control FEL fue capaz de ajustar la intensidad del FES para asistir al paciente durante la ejecución del movimiento de alcance de forma efectiva.

## Referencias

- [1] P. Langhorne, F. Coupar, and A. Pollock, "Motor recovery after stroke: a systematic review," *Lancet Neurol.*, vol. 8, no. 8, pp. 741–54, Aug. 2009.
- [2] Y. Hara, "Rehabilitation with Functional Electrical Stimulation in Stroke Patients," *Int. J. Phys. Med. Rehabil.*, vol. 01, no. 06, pp. 1–6, 2013.
- [3] N. A. Maffioletti, M. A. Minetto, D. Farina, and R. Bottinelli, "Electrical stimulation for neuromuscular testing and training: State-of-

the art and unresolved issues," *Eur. J. Appl. Physiol.*, vol. 111, pp. 2391–2397, 2011.

- [4] J. L. Pons, "Rehabilitation exoskeletal robotics. The promise of an emerging field," *IEEE Eng. Med. Biol. Mag.*, vol. 29, no. 3, pp. 57–63, 2010.
- [5] J. C. Moreno, A. J. Del-Ama, A. Reyes-Guzmán, Á. Gil-Agudo, R. Ceres, and J. L. Pons, "Neurobotic and hybrid management of lower limb motor disorders: a review," *Med. Biol. Eng. Comput.*, vol. 49, no. 10, pp. 1119–1130, 2011.
- [6] C. Ethier, J. Gallego, and L. Miller, "Brain-controlled neuromuscular stimulation to drive neural plasticity and functional recovery," *Curr. Opin. Neurobiol.*, vol. 33, pp. 95–102, 2015.
- [7] J. Ibáñez, J. I. Serrano, M. D. Del Castillo, E. Monge-Pereira, F. Molina-Rueda, I. Alguacil-Diego, and J. L. Pons, "Detection of the onset of upper-limb movements based on the combined analysis of changes in the sensorimotor rhythms and slow cortical potentials," *J. Neural Eng.*, vol. 11, no. 5, p. 56009, 2014.
- [8] C. T. Freeman, E. Rogers, A. M. Hughes, J. H. Burridge, and K. Meadmore, "Iterative Learning Control in Health Care: Electrical Stimulation and Robotic-Assisted Upper-Limb Stroke Rehabilitation," *IEEE Control Syst.*, vol. 32, no. 1, pp. 18–43, Feb. 2012.
- [9] T. Flash and N. Hogan, "The coordination of arm movements: an experimentally confirmed mathematical model," *J. Neurosci.*, vol. 5, no. 7, pp. 1688–1703, 1985.





## Ambiente Virtual Basado en Kinect y sEMG para Rehabilitación de Miembros Superiores

Nicolás Valencia<sup>1</sup>, Vivianne Cardoso<sup>2</sup>, Anselmo Frizzera<sup>1</sup>, Teodiano Freire Bastos<sup>1,2</sup>

<sup>1</sup>Programa de Postgrado en Ingeniería Eléctrica, Universidade Federal do Espírito Santo, Av.  
Fernando Ferrari, 514 29075-910 Vitória, Brasil  
E-mails: nicolasvalenciajimenez@gmail.com, anselmoneto@gmail.com, teodiano.bastos@ufes.br

<sup>2</sup>Programa de Postgrado en Biotecnología, Universidade Federal do Espírito Santo,  
Av. Fernando Ferrari, 514 29075-910 Vitória, Brasil  
E-mails: viviannefc@gmail.com

### Resumen

*El accidente cerebrovascular (ictus) es una causa importante de discapacidad en el mundo. Uno de los objetivos de la terapia física de recuperación motora es promover y mejorar la simetría en los patrones que participan en tareas funcionales diarias, con el objetivo de prevenir la atrofia muscular del lado parético. El objetivo de este trabajo es el desarrollo de un juego serio enfocado en las extremidades superiores para el entrenamiento de personas post-ictus, con la detección de movimientos, ángulos en las articulaciones de codo y niveles relativos de activación muscular, en tiempo real. Esta tecnología de apoyo se compone de una cámara RGB-D combinada con un sensor de electromiografía superficial (sEMG). Se propone un enfoque integrado que incluye tres factores clave: (a) un entorno virtual totalmente envolvente con una representación del cuerpo del paciente; (b) interacción con los objetos virtuales; y (c) un biofeedback de los movimientos del brazo del paciente a través de sEMG. Los resultados muestran que el entorno de realidad virtual aquí propuesto es capaz de promover la activación muscular en los movimientos de flexión-extensión del codo, con una tasa de éxito media de 94,51% (brazo derecho), 93,1% (brazo izquierdo) y 85,67% (ambos brazos).*

**Palabras Clave:** Neurorehabilitación, Ictus, Juegos Serios, Realidad Virtual.

## 1 INTRODUCCIÓN

A pesar de los avances en el tratamiento clínico, el ictus sigue siendo una causa importante de discapacidad en todo el mundo [11]. Varias funciones neurológicas pueden verse afectadas, la más común es la discapacidad motora [2]. Por lo tanto, muchas de las técnicas de rehabilitación basadas en paradigmas de aprendizaje motor han sido

desarrolladas para facilitar la recuperación de alteración del movimiento en pacientes con accidente cerebrovascular [9].

La hemiparesia afecta alrededor de 8 de cada 10 sobrevivientes de ictus, lo que provoca debilidad o incapacidad para mover un lado del cuerpo. Los tratamientos de rehabilitación, ejercicios en casa y dispositivos de asistencia pueden ayudar con la movilidad y recuperación del paciente [4]. Sin embargo, la debilidad unilateral puede causar pérdida del equilibrio, dificultad para caminar, deterioro de la capacidad de agarrar objetos, disminución de la precisión de movimientos, fatiga muscular, falta de coordinación, etc [3].

Se han desarrollado varios juegos comerciales que combinan el entretenimiento con el ejercicio y están en gran medida aceptados por la población en general. Además, el uso de este tipo de juegos ha demostrado resultados superiores, en comparación con otros tipos de terapia recreativa [9], donde las investigaciones han indicado que las personas con problemas de función motora pueden tener dificultades para jugar juegos comerciales fuera de las consolas [1, 5, 8]. Además, el ejercicio relacionado con la reeducación motora debe tener en cuenta las características espaciales de movimiento [10].

En este estudio, se propone un sistema de análisis de extremidades superiores para fines de rehabilitación post-ictus. Este sistema se basa en un entorno virtual para la detección de movimientos, posturas y niveles relativos de activación muscular. Se implementa un sistema de procesamiento de vídeo (Kinect) y sensores de electromiografía de superficie (sEMG) para uso en terapias de rehabilitación.

## 2 MÉTODOS

El sistema desarrollado muestra un humanoide (avatar) en un entorno virtual copiando los movimientos del paciente, a través del cual se puede especificar, supervisar y evaluar las tareas de rehabilitación y producir una retroalimentación útil, tanto para el paciente como para el profesional de rehabilitación (Figura 1). A través de la inmersión proporcionada por la realidad virtual (RV), es posible motivar al paciente para llevar a cabo una mayor cantidad de movimientos de una forma correcta y segura.



Figura 1: Ambiente virtual mostrado al usuario durante la terapia de rehabilitación del brazo.

Este sistema se basa en paradigmas de aprendizaje motor y fue diseñado a partir de las necesidades de los fisioterapeutas, con el fin de proveer una herramienta de análisis de movimientos durante la recuperación motora en las personas con hemiparesia [7]. Basado en las características de la cámara RGB-D (Kinect V2), el sistema ha sido construido con la capacidad de detectar los movimientos del cuerpo que intervienen en la extensión y flexión del codo.

## 2.1 Actividades físicas propuestas

En las extremidades superiores de pacientes post-ictus, es común que exista espasticidad en los músculos flexores del codo, perjudicando los movimientos de extensión y flexión de tal articulación, limitando su funcionalidad [9]. Estos movimientos proporcionan un medio para ajustar la extensión funcional general del miembro superior que se utiliza para muchas actividades importantes, tales como la alimentación, alcance de objetos e higiene personal. Para mantener la integridad y la movilidad de las articulaciones, y prevenir contracturas, son indicados ejercicios de movimiento y estiramiento específicos [9].

La amplitud máxima del movimiento pasivo del codo inicia en 5 grados de hiperextensión hasta 145 grados de flexión. Sin embargo, muchas actividades comunes del día a día usan sólo un rango limitado de

movimiento, un arco funcional típicamente entre 30 y 130 grados [2]. Por lo tanto, para que un dispositivo sea útil en la rehabilitación de extremidades superiores de personas post-ictus, es necesario que una de sus características sea la recuperación de estos movimientos. En este estudio, los objetivos virtuales se colocan en el nivel del arco de movimiento descrito durante la flexión y extensión del codo y el antebrazo ( $0^\circ$  a  $180^\circ$ ) para realizar los movimientos de pronación (Figura 2).

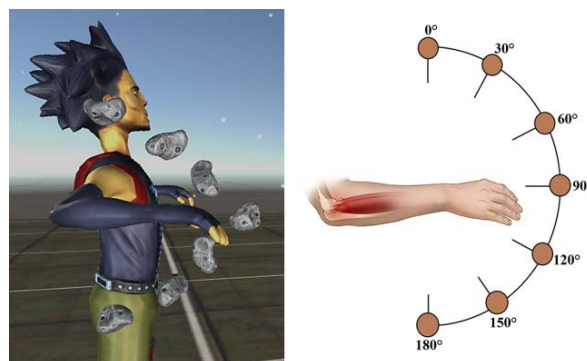


Figura 2: Amplitud del movimiento del codo (Plano sagital). Arco funcional descrito por la posición de cada uno de los objetivos.

## 2.2 Adquisición y procesamiento de señales

La instrumentación requerida para el funcionamiento del sistema se compone de un ordenador personal con periféricos básicos, una cámara RGB-D Kinect V2 (Microsoft Corporation) y sistema de adquisición de sEMG BrainNet BNT36 (EMSA Ltda.). El sistema descrito se puede observar en la Figura 3.

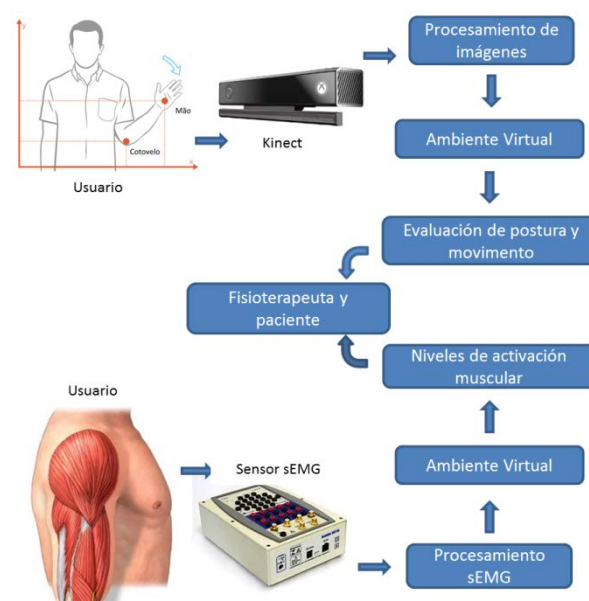


Figura 3: Esquema general del sistema desarrollado.

La selección de los sensores utilizados en el sistema desarrollado se basa en la facilidad de uso y en su precio relativamente bajo en comparación con otras tecnologías de rastreo del cuerpo y de procesamiento de señales electromiográficas, respectivamente.

### 2.3 Procesamiento de imágenes

El sistema se construyó con la capacidad de detectar los movimientos del cuerpo que intervienen en la extensión y flexión del codo del usuario. Para obtener los datos provenientes de la cámara, se utilizó el SDK (Software Development Kit) de Microsoft para Kinect V2, que proporciona un flujo a 30 fps (fotogramas por segundo) de las imágenes a color y de la matriz de profundidad capturadas. A su vez, el software genera segmentaciones de esqueletos de hasta 6 usuarios con 25 articulaciones por usuario. La Figura 4 muestra cada una de las articulaciones capturadas por la cámara Kinect. El sistema puede calcular la posición y orientación de cada articulación del cuerpo del paciente, donde la transformación espacial implementada se utiliza para insertar cada movimiento en el ambiente virtual en tiempo real.

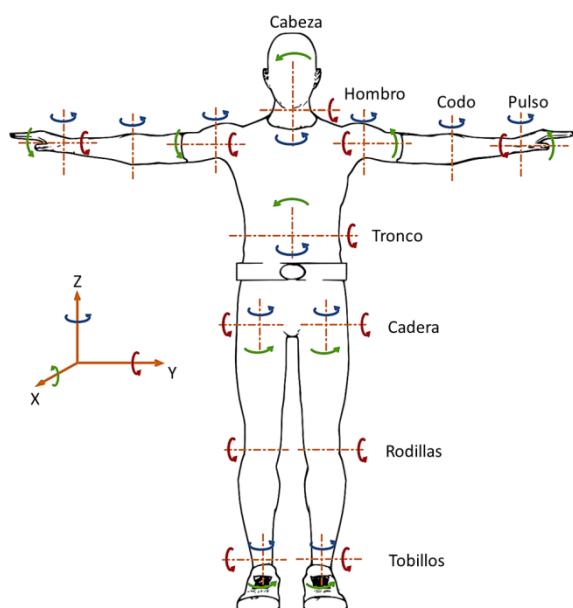


Figura 4: Articulaciones y ejes detectados por la cámara RGB-D (Kinect V2).

Con el Kinect, se infiere la posición del cuerpo en un proceso de dos pasos: 1) se calcula un mapa de profundidad mediante el sensor infrarrojo; 2) se deduce la posición del cuerpo utilizando una máquina de aprendizaje. Con la información del cuerpo dentro del ambiente virtual, se realiza un filtraje para definir

un área activa en la que el paciente va a desarrollar su terapia de rehabilitación. El paciente que utiliza el sistema debe estar frente al sensor Kinect, a una distancia mayor a 1,5 m y menor a 3,5 m para aumentar la precisión de la cámara, como se puede detallar en la Figura 5.

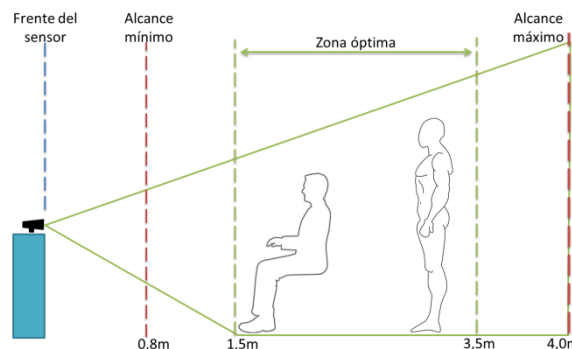


Figura 5: Parámetros de distancia implementados con la cámara Kinect V2.

Una de las funciones principales del sistema es mostrar el ángulo de la articulación del codo en ambos brazos del paciente mientras se realiza la terapia y se alcanza cada uno de los objetivos del juego. En la Figura 6 se puede ver cada uno de los parámetros asociados al brazo, que se determinan con el Kinect. Por la ley de cosenos es posible determinar el ángulo de las articulaciones, como se muestra en la Ecuación 1. El ángulo se calcula en tiempo real, con el fin de determinar el movimiento desarrollado por el paciente y generar los datos de la terapia para el fisioterapeuta, donde  $d_1$ ,  $d_2$  y  $d_3$  son las distancias entre las articulaciones mostradas.

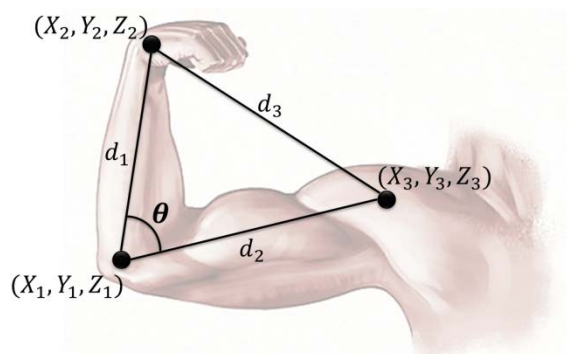


Figura 6: Parámetros para calcular el ángulo de la articulación del codo del usuario.

$$\theta = \cos^{-1} \left( \frac{-d_3 + d_1 + d_2}{2 * d_1 * d_2} \right) \quad (1)$$

## 2.4 Procesamiento de las señales sEMG

Se utiliza el equipo de adquisición de señales electromiográficas (BrainNet BNT 36) y se realiza el procesamiento de estas señales en el sistema desarrollado, en el cual el terapeuta puede analizar los movimientos realizados por el paciente y tener una medida específica de la actividad de cada grupo muscular ocurrida en el movimiento. El sistema muestra los diferentes niveles de activación muscular y la tarea muscular desarrollada (flexión o extensión). Además de mostrar la sEMG en el momento específico de la terapia a través del ambiente virtual, el sistema también almacena las señales para su posterior análisis. En la Figura 7 se muestra un diagrama de bloques que representa el procesamiento de la señal de sEMG.

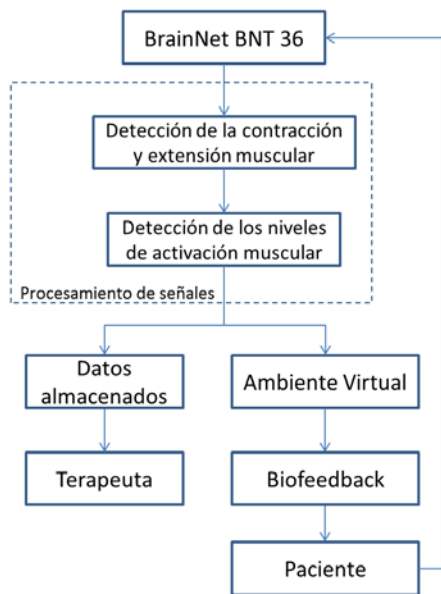


Figura 7: Diagrama del procesamiento de las señales sEMG.

Los datos se procesan para mostrar, en tiempo real, la contracción muscular, de acuerdo con el movimiento solicitado para alcanzar el objetivo del juego. Por lo tanto, se muestra el nivel de activación muscular en el instante ocurrido, con lo que el terapeuta puede comprobar el grado de esfuerzo que realiza el paciente.

En la Figura 8 se muestra como la señal pasa a través del filtro de media móvil para atenuar ruidos del ambiente (Ecuación 2), donde "M" es el tamaño del filtro (10 muestras en este estudio) y "n" la muestra actual. Enseguida la señal es rectificadada y analizada para detectar la contracción voluntaria máxima del

paciente. Para determinar cada uno de los niveles de actividad muscular, se realiza un cálculo de los porcentajes de esfuerzo relativo al valor máximo (n).

$$y[n] = \frac{1}{M} \sum_{k=0}^{M-1} x[n-k] \quad (2)$$

Las informaciones se muestran gráficamente para el paciente, con el fin de generar un biofeedback (Figura 8). El sistema cuenta con cinco niveles diferentes de actividad muscular: el nivel más débil se muestra en rojo, aumentando al color naranja, amarillo y verde, hasta llegar al nivel máximo de actividad, que se muestra en azul.

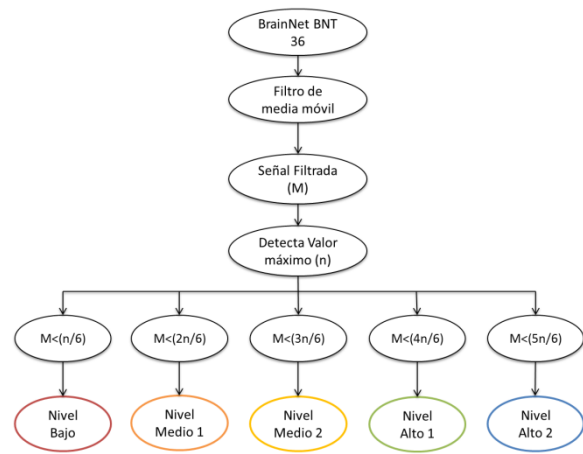


Figura 8: Procesamiento implementado durante la terapia de rehabilitación.

## 2.5 Ambiente Virtual

Se ha desarrollado un ambiente virtual (AV) que permite mostrarle al paciente los movimientos realizados y la actividad muscular alcanzada, ofreciendo una herramienta terapéutica de motivación para llevar a cabo tareas de movimiento específico. El sistema desarrollado también permite al terapeuta tener una herramienta para analizar los movimientos del paciente y la activación del músculo mientras realiza las tareas de rehabilitación utilizando el ambiente virtual.

El AV desarrollado para la rehabilitación de los movimientos de la articulación del codo tiene un avatar que imita la actividad realizada por el paciente. El avatar se compone de un personaje en el estilo de hombre espacial (Figura 9), cuyo objetivo es destruir todos los asteroides que se presentan en el

juego, en el menor tiempo posible, a partir de los movimientos del brazo afectado por el ictus.

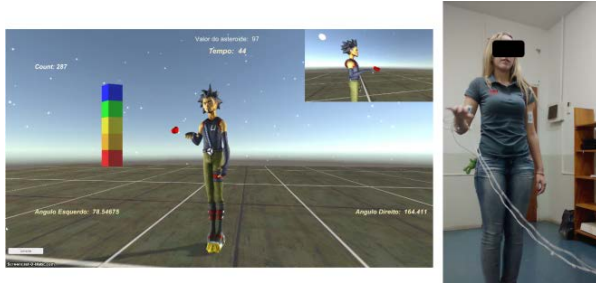


Figura 9: Ambiente de realidad virtual.

### 3 RESULTADOS

Los resultados muestran que el sistema propuesto es capaz de promover la activación muscular en el movimiento de flexo-extensión del codo, con una tasa de éxito media de 91,43%. La señal sEMG utilizada para generar el *biofeedback* para el paciente proporciona información acerca de la contribución de los músculos superficiales durante el movimiento. Estos datos pueden ser utilizados por profesionales de la salud para llevar a cabo una evaluación relacionada con el tiempo de activación muscular durante el ejercicio.

La Figura 10 (b y c) describe este procesamiento, donde la señal sEMG filtrada y rectificada se muestra en azul; la envolvente de la señal se representa por la línea de color negro; y, finalmente el agrupamiento de cada muestra está representado por un gráfico de barras de color gris que representa los cinco niveles diferentes de actividad electromiográfica de cada muestra. La Figura 10.a resume los datos del procesamiento que se muestra en los gráficos 10.b y 10.c con los diferentes colores con los que está configurado el *biofeedback* del ambiente virtual desarrollado.

Los cinco conjuntos de datos generados a partir del procesamiento de señales de sEMG se utilizan para proporcionar la realimentación visual de la señal, donde cada grupo corresponde a un nivel, y cada nivel a un porcentaje de la activación muscular alcanzada durante el movimiento realizado.

En la Figura 11 se muestra la curva del ángulo realizada por uno de los usuarios del sistema, con el brazo dominante y no dominante, alcanzando los siete asteroides que flotan en el entorno de juego para la rehabilitación del brazo.

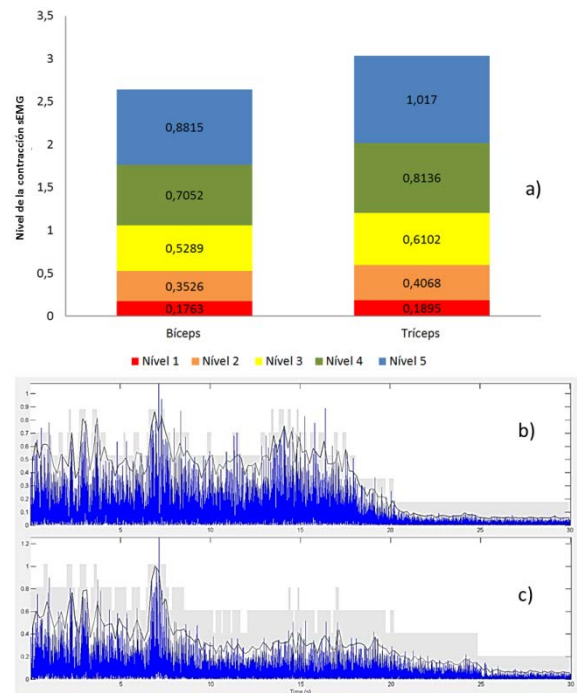


Figura 10. a) Diferentes niveles de contracción muscular en los bíceps y tríceps del usuario. b) Señales procesadas del bíceps del usuario. c) Señales procesadas del tríceps del usuario.

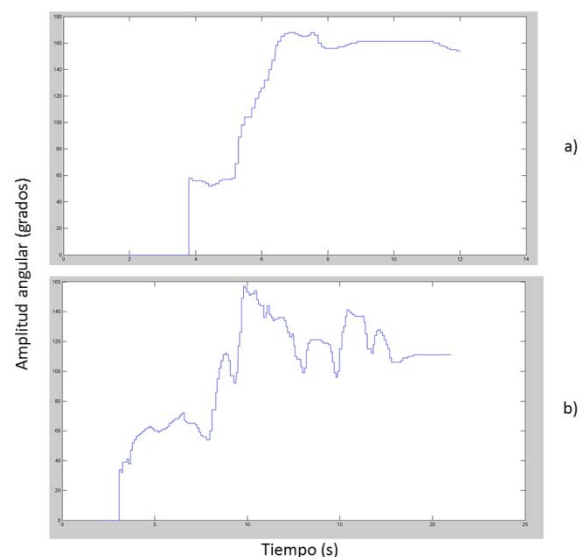


Figura 11. Comportamiento de los ángulos del brazo dominante y no dominante durante el experimento.

### 4 CONCLUSIONES

Se ha desarrollado un sistema de procesamiento de señales, basado en juegos serios, para analizar el movimiento tridimensional de los miembros



superiores con fines de rehabilitación tras un ictus, mediante la integración de la señal sEMG (BrainNet) e imágenes (Kinect). El sistema es capaz de capturar información angular proveniente de los ángulos de los codos del usuario, así como movimientos y niveles relativos de la activación muscular. Con este sistema, se pretende ayudar al terapeuta en procedimientos de rehabilitación, y estimar objetivamente el progreso de la terapia física.

El propósito de la investigación ha sido reducir el tiempo empleado en la recuperación del paciente post-ictus y ayudar al terapeuta a generar valores objetivos y cuantificables, como soporte para las terapias físicas. Su importancia radica en la facilidad de observar en detalle, durante la terapia, los movimientos del paciente y sus parámetros cinemáticos, lo que permite obtener un mejor diagnóstico.

#### **Agradecimientos**

Esta investigación ha sido financiada por las agencias: CNPq (308529/2013-8), CAPES (3457/2014) y FAPES (67566480, 72982608).

#### **Referencias**

- [1] BARANYI, R. et al. Chances for serious games in rehabilitation of stroke patients on the example of utilizing the Wii Fit Balance Board. SeGAH 2013 - IEEE 2nd International Conference on Serious Games and Applications for Health, Book of Proceedings, p. 0–6, 2013.
- [2] CARR, J.; SHEPERD, R. Stroke Rehabilitation. 1. ed., 2003. ISBN 0750647124.
- [3] CHAN, M. K.-l.; TONG, R. K.-y.; CHUNG, K. Y.-k. Electric Stimulation in Patients With Chronic Stroke. p. 357–365, 2009.
- [4] DOGAN-ASLAN, M. et al. The Effect of Electromyographic Biofeedback Treatment in Improving Upper Extremity Functioning of Patients with Hemiplegic Stroke. Journal of Stroke and Cerebrovascular Diseases, v. 21, n. 3, p. 187–192, 2012.
- [5] ERAZO, O. et al. Magic mirror for neurorehabilitation of people with upper limb dysfunction using kinect. Proceedings of the Annual Hawaii International Conference on System Sciences, p. 2607–2615, 2014.
- [6] GIGGINS, O. M.; PERSSON, U. M.; CAULFIELD, B. Biofeedback in rehabilitation. Journal of neuroengineering and rehabilitation, v. 10, n. 1, p. 60, 2013.
- [7] KRAKAUER, J. W. Motor learning : its relevance to stroke recovery and neurorehabilitation. Current Opinion in Neurology, v. 19, p. 84–90, 2006.
- [8] LANGE, B. et al. Interactive Game-Based Rehabilitation Using the Microsoft Kinect. IEEE Virtual Reality, p. 171–172, 2012.
- [9] O'SULLIVAN, S. B.; SCHMITZ, T. J.; FULK, G. Physical Rehabilitation, 2014. 610 p. ISBN 9780803625792 0803625790.
- [10] POPOVIC, M. D. et al. Feedback-mediated upper extremities exercise: increasing patient motivation in poststroke rehabilitation. BioMed research international, v. 2014, p. 520374, 2014. ISSN 2314-6141.
- [11] SIN, H.; LEE, G. Additional Virtual Reality Training Using Xbox Kinect in Stroke Survivors with Hemiplegia. American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation, v. 92, p. 871–880, 2013. ISSN 0894-9115; 1537-7385.