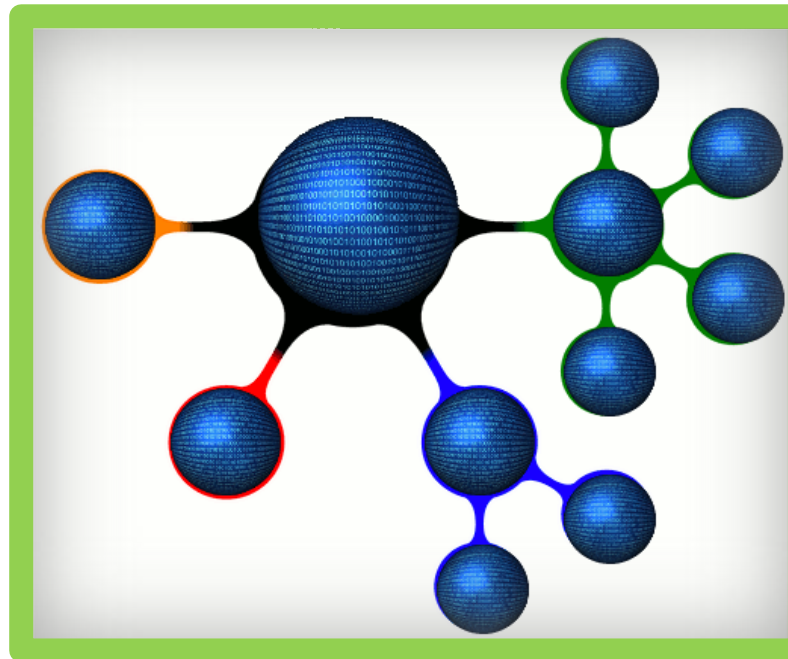


**Miguel Ángel López Gordo  
Eva María de la Plaza Hernández  
(Eds.)**

# **Cognitive Area Networks**



**Cognitive Area Networks  
vol. 1, nº 1, Junio 2014  
© Asociación Nicolo  
([www.nicolo.es](http://www.nicolo.es))  
ISSN: 2341-4243**



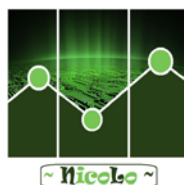
Miguel Ángel López Gordo  
Eva María de la Plaza Hernández (Eds.)

# Cognitive Area Networks

6º Simposio CEA Bioingeniería 2014  
Interfaces Mente-computador y Neurotecnologías



Granada, Junio de 2014



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), 2014

## EDITORES

Miguel Ángel López Gordo  
Asociación Nicolo (www.nicolo.es)  
Universidad de Granada  
Universidad de Cádiz  
e-mail: malg@nicolo.es

Eva María de la Plaza Hernández  
Asociación Nicolo (www.nicolo.es)  
e-mail: emph@nicolo.es

## PRÓLOGO EDITORIAL

Desde la Asociación Nicolo lanzamos con entusiasmo el primer número de la revista **Cognitive Area Networks**. Ninguno de los editores de la revista tiene experiencia, ni ha usado software profesional de edición, ni ha solicitado en su vida un ISBN, ISSN, etc... ; Ni siquiera ha usado un Mac de estos modernos que lo hacen todo ☺ !... Sin embargo, sí que contamos con las ganas y la convicción de creer en los fines de la asociación y visualizamos **Cognitive Area Networks** como una valiosa herramienta para ello.

La RAE, en la vigésima tercera edición del Diccionario de la lengua española, adelanta la definición de Telemática como “*Aplicación de las técnicas de la telecomunicación y de la informática a la transmisión de información computarizada*”. Esta definición ha cambiando recientemente gracias al impulso de las nuevas tecnologías que han hecho obsoletas definiciones anteriores. Por ejemplo, los editores decidieron prescindir de la coletilla “*a larga distancia*” que recogía la vigésima segunda edición publicada en 2001. Esta condición venía sin duda recogida por la tradición de los Ingenieros de Telecomunicación, con origen en los estudios de la Escuela de Aplicación de Telégrafos, creados en 1852 y dedicados a lo que en aquellos tiempos podría entenderse como autentica magia, esto es, la transmisión de información a grandes distancias de forma instantánea.

Hoy por hoy, para el ciudadano del siglo XXI es tan importante la transmisión de información a grandes como a cortas distancias. De hecho, se ha establecido una clasificación de redes de comunicaciones y datos en función de la distancia. De mayor a menor existen las redes WAN, CAN, LAN, PAN y BAN (o WBAN) para la transmisión de información entre dispositivos de baja potencia sobre el cuerpo.

*La distancia por tanto es importante en referencia al usuario que, independientemente de que se sirva de autómatas electrónicos computarizados para el envío y recepción de ceros y uno, es el consumidor final de la información, es el que crea los contenidos que otros usuarios consumirán y, por tanto, el que inicia y finaliza cualquier proceso de transmisión de datos.*

Sin embargo, los editores de **Cognitive Area Networks** aún creemos que la clasificación está incompleta. El usuario crea, envía, recibe y consume contenidos que otros usuarios han creado tanto remota como cercanamente. Para ello se vale de sus sentidos y habilidades motoras y cognitivas para escribir, leer, oír, redactar o “clickear” con el ratón sobre el botón “enviar” en un cliente de chat.

*¿Serían por tanto sus manos, ojos y oídos los creadores y consumidores de contenidos?*

**EVIDENTEMENTE NO!!**

Definimos las Redes de Área Cognitiva (**Cognitive Area Networks o COGAN**) como aquellas relativas a la transmisión de información ente las distintas estructuras y procesos cognitivos de creación y consumo de información en la mente de un usuario y cualquier clase de dispositivo computerizado o no. Si bien los primeros son intrínsecamente endógenos, los segundos pueden ser tanto endógenos o internos (e.g. **neuro-implantes**) como exógenos (e.g. interfaces Cerebro computador o **Brain-computer Interfaces**, en inglés).

En la revista **Cognitive Area Networks** queremos presentar trabajos, estudios, o simplemente propuestas de aplicación de Neurotecnologías, preferentemente en el ámbito de la discapacidad. Aportaciones como la generación de conocimiento, estudios económicos de implantación de servicios en ámbitos de las Tecnología de la Información y Comunicaciones, Tecnologías de la Producción y el de la Salud, nuevos paradigmas psico-fisiológicos o adaptación de los existentes pensados para la detección e interpretación de información proveniente de neuroseñales, la telemedicina en cualquier de sus modalidades, la cibernética, robótica aplicada a la rehabilitación, como soporte en la discapacidad o simplemente en la interacción social con el ser humano, interfaces Cerebro Computador y otras neurotecnologías tienen cabida en esta revista.

Para finalizar, lanzamos al lector de esta revista la siguiente reflexión: ¿Son las **COGAN** electrónica, neuroingeniería, cibernética ...quizás Telemática? Los editores pensamos que sí y, si no lo fueran, pensamos hacer lo posible para que los editores del Diccionario de la lengua española consideren prescindir de la palabra “*computerizada*” en la vigésimo cuarta edición.

*...por una Ciencia sin Fronteras*

Los editores  
Miguel Ángel López Gordo y Eva María de la Plaza Hernández  
Granada, 10 de Junio de 2014



## PREFACIO

El neurólogo miró al neurocirujano y ambos, con una sonrisa un tanto irónica volvieron la mirada sobre el personaje que llegaba por el pasillo. Ya está aquí de nuevo ‘el tipo del destornillador en la oreja’,...murmuraron. Era el ingeniero electrónico, informático, de telecomunicaciones o de titulaciones afines que creía poder solucionar los problemas de conexión con el cerebro a base de circuitos y algoritmos, pero que seguro que se caería de espaldas si presenciara alguna de las intervenciones quirúrgicas en las que participan sus colegas médicos. Sin embargo, ambos especialistas médicos contaban con una cantidad ingente de instrumentos electrónicos e informáticos para generar imágenes de actividad nerviosa, diagnosticar con la ayuda de dispositivos ECG, EEG, ECOG; monitorizar intervenciones quirúrgicas, etc. Toda esta instrumentación había sido desarrollada por profesionales como el del destornillador en la oreja...

Se trata de uno más de esos campos de trabajo que se complementan y necesitan mutuamente, a pesar de que los puntos de vista sus profesionales, sus inquietudes, necesidades y forma de afrontar los problemas puedan diferir notablemente. En buena parte de los trabajos y líneas de investigación que se desarrolla en bioingeniería, y más concretamente en la temática que suele ser habitual de este simposio (interfaces con el sistema nervioso en un sentido amplio), se combina precisamente la inquietud por solucionar problemas desde una perspectiva de ingeniería, teniendo como objetivos el diagnóstico y/o rehabilitación de funciones dirigidas por el sistema nervioso (visuales, auditivas y motrices, entre otras). Igualmente, como consecuencia de las posibilidades de comunicación que plantean las interfaces cerebro-máquina o cerebro-computador, surgen otras aplicaciones en campos tan diversos como la enseñanza, en tratamiento de discapacidades cognitivas, monitorización de actividades de riesgo, o dispositivos orientados a actividades deportivas, recreativas y entretenimiento. La expansión en estas áreas es actualmente la más acusada, motivada por el desarrollo de tecnologías integradas y dispositivos portátiles y vestibles capaces de funcionar fuera de un entorno hospitalario o del laboratorio.

El contenido de los trabajos incluidos en estas actas es un fiel reflejo de la diversidad de orientaciones u objetivos mencionada, bajo el paraguas común de las interfaces con el sistema nervioso y las neurotecnologías.

Este simposio, organizado en convocatorias anteriores en el marco de las redes temáticas REDINBIO y REATDIM, es un punto de encuentro de investigadores procedentes en su mayoría del contexto universitario, el CSIC, y algunos centros hospitalarios. Creemos que constituyen una experiencia muy enriquecedora, en la que los grupos nacionales activos en temas afines a las interfaces con el sistema nervioso, y fundamentalmente con el cerebro humano, presentan sus trabajos en curso y resultados, intercambian ideas, y establecen colaboraciones. En esta ocasión han sido co-organizadas (sin presupuesto ni ayuda externa) por la Asociación Nicolo y la Universidad de Granada. Aunque se ha hecho un esfuerzo por ampliar el número de participantes, hay que tener presente que la falta de reconocimiento institucional o la casi nula valoración que en nuestro contexto tienen estas actividades nacionales de divulgación e intercambio de conocimiento, unido a la situación económica, dificultan bastante su mantenimiento. Por este motivo, los organizadores están especialmente agradecidos a todos los participantes e implicados de los distintos grupos de trabajo, que han hecho un esfuerzo especial por contribuir para que este simposio tenga continuidad.

Co-organizador local del simposio  
Francisco Pelayo Valle  
Granada, 15 de Mayo de 2014





## **ORGANIZACIÓN**

### **Comité organizador**

Dr. Miguel Ángel López Gordo (Asociación Nicolo, Universidad de Granada, Universidad de Cádiz)

Prof. Francisco Pelayo Valle (Universidad de Granada)

Dr. Pablo Padilla de la Torre (Universidad de Granada)

Eva María de la Plaza Hernández (Asociación Nicolo)

### **Comité científico**

Prof. Ramón Ceres (CSIC- Grupo de Bioingeniería)

Dr. Javier P. Turiel (Fundación CARTIF)

Prof. Pere Caminal (Universidad Politécnica de Cataluña)

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

### **Agradecimientos**

Ponencias invitadas:

Dr. Ángel de la Torre Vega (Dpto. de Teoría de la Señal, Telemática y Comunicaciones. Universidad de Granada).

Prof. Eduardo Ros Vidal (Dpto. de Arquitectura y Tecnología de Computadoras. Universidad de Granada).



## TABLA DE CONTENIDOS

ARQUITECTURA DE UNA INTERFAZ CEREBRO-MÁQUINA PARA EL CONTROL DE UN EXOESQUELETO ROBOT DE MIEMBRO SUPERIOR.....	13
E. Hortal <sup>1</sup> , A. Úbeda <sup>1</sup> , D. Planelles <sup>1</sup> , A. D. Koutsou <sup>2</sup> , F. Resquín <sup>2</sup> , J. M. Azorín <sup>1</sup> y J. L. Pons <sup>2</sup>	
<sup>1</sup> Universidad Miguel Hernández de Elche	
<sup>2</sup> Centro Superior de Investigaciones Científicas (CSIC), Madrid	
ARQUITECTURA PARA EL ANALISIS DE LOS ESTADOS COGNITIVOS RELACIONADOS CON LA MARCHA .....	19
Á. Costa, D. Planelles, A. Úbeda, E. Iañez, J.M. Azorin	
Av. de la Universidad S/N 03202 Elche, España	
DISEÑO Y DESARROLLO DE UNA PLATAFORMA DE ENTRENAMIENTO COGNITIVO BASADA EN BCI PARA PREVENIR LOS EFECTOS DEL ENVEJECIMIENTO .....	25
Javier Gómez Pilar, Rebeca Corralejo Palacios, Luis Fernando Nicolás Alonso, Daniel Álvarez González, Roberto Hornero Sánchez	
Grupo de Ingeniería Biomédica, Universidad de Valladolid. E.T.S. de Ingenieros de Telecomunicación	
ESTUDIO PILOTO SOBRE REALIDAD VIRTUAL E INTERFAZ CEREBRO-ORDENADOR: SU INFLUENCIA EN EL DOLOR NEUROPÁTICO Y EN LOS RITMOS SENSORIMOTORES.....	33
Fernando Trincado-Alonso <sup>1</sup> , Sira Palazuelos-Cagigas <sup>2</sup> , Angel M. Gil-Agudo <sup>1</sup>	
<sup>1</sup> Unidad de Biomecánica y Ayudas Técnicas. Hospital Nacional de Paraplégicos de Toledo. Servicio de Salud de Castilla-la Mancha	
<sup>2</sup> Departamento de Electrónica. Universidad de Alcalá	
PLATAFORMA DE ALTAS PRESTACIONES PARA LA ADQUISICIÓN, EXTRACCIÓN Y PROCESAMIENTO INTELIGENTE DE SEÑALES EEG Y TELEMONITORIZACIÓN (PLAT-EEG).....	37
M. A. Lopez-Gordo <sup>1,2,3</sup> , M <sup>a</sup> Ángeles Martín Sánchez <sup>1,4</sup> , E. M. de la Plaza Hernández <sup>1</sup> , F. Pelayo Valle <sup>2</sup>	
<sup>1</sup> Asociación Nicolo	
<sup>2</sup> Universidad de Granada	
<sup>3</sup> Universidad de Cádiz	
<sup>4</sup> Unidad del Dolor y Cuidados Paliativos, Hospital Universitario Virgen de las Nieves, Granada	
CONTROL DE UNA SILLA DE RUEDAS A TRAVÉS DE UN SISTEMA BCI BASADO EN LA DISCRIMINACIÓN DE DOS TAREAS MENTALES.....	43
Ricardo Ron-Angevin, Francisco Velasco-Álvarez, Sergio Varona-Moya, Francisco Javier Vizcaíno-Martín, Antonio Díaz-Estrella	
Dpto. Tecnología Electrónica, ETSI Telecomunicación, Universidad de Málaga	
HACIA UN ASISTENTE ROBÓTICO QUIRÚRGICO COGNITIVO.....	49
I.Rivas-Blanco, B. Estebanez, M. Cuevas-Rodriguez, E. Bauzano y V.F. Muñoz	
Universidad de Málaga	

INTEGRACIÓN DE CARACTERÍSTICAS DE LA SEÑAL ELECTROENCEFALOGRÁFICA PARA LA DETECCIÓN DEL INCIO DE MOVIMIENTOS VOLUNTARIOS.....55

Ibáñez, J., del Castillo, M.D., Serrano, J.I., Pons, J.L.

Grupo de Bioingeniería. Centro de Automática y Robótica, Consejo Superior de Investigaciones Científicas

HERRAMIENTA INTELIGENTE DE APRENDIZAJE DE LA FONÉTICA INGLESA PARA NIÑOS CON DISLEXIA .....61

Luz García Martínez<sup>1</sup>, Leonor Ortíz Santiago<sup>1</sup>, Carmen Benítez Ortúzar<sup>1</sup>, Pedro Macizo Soria<sup>2</sup>, Teresa Bajo Molina<sup>2</sup>

<sup>1</sup> Dpto. de Teoría de la Señal, Telemática y Comunicaciones de la Universidad de Granada

<sup>2</sup> Dpto. de Psicología Experimental de la Universidad de Granada

REGISTRO DE POTENCIALES EVOCADOS AUDITIVOS MEDIANTE UNA ARQUITECTURA MODULAR APROPIADA PARA PROPÓSITOS DE INVESTIGACIÓN .....67

Joaquín T. Valderrama<sup>1</sup>, Miguel Franco<sup>1</sup>, Isaac Álvarez<sup>1</sup>, Ángel de la Torre<sup>1</sup>, José C. Segura<sup>1</sup>, Manuel Sainz<sup>2</sup>, José L. Vargas<sup>2</sup>

<sup>1</sup>Departamento de Teoría de la Señal, Telemática y Comunicaciones. Universidad de Granada.

<sup>2</sup>Servicio de Otorrinolaringología. Hospital Universitario San Cecilio de Granada

MÉTODO AUTOMÁTICO DE SEGUIMIENTO DE RESPUESTAS EVOCADAS AUDITIVAS BASADO EN LA PARAMETRIZACIÓN DE SERIES DE REGISTROS .....75

Jose M. Morales<sup>1</sup>, Joaquín T. Valderrama<sup>1</sup>, Isaac Álvarez<sup>1</sup>, Ángel de la Torre<sup>1</sup>, José C. Segura<sup>1</sup>, Manuel Sainz<sup>2</sup>, José L. Vargas<sup>2</sup>

<sup>1</sup>Departamento de Teoría de la Señal, Telemática y Comunicaciones. Universidad de Granada.

<sup>2</sup>Servicio de Otorrinolaringología. Hospital Universitario San Cecilio de Granada

ENTORNO PARA LA EXTRACCIÓN, SELECCIÓN DE CARACTERÍSTICAS, Y CLASIFICACIÓN, EN BASES DE DATOS DE EEG PARA APLICACIONES DE BCI .....81

Pelayo J. Gálvez Gutiérrez<sup>1</sup>, Julio Ortega Lopera<sup>1</sup>, Andrés Ortiz García<sup>2</sup>, M. A. Lopez-Gordo<sup>3</sup>, Dragi Kimovski<sup>4</sup>

<sup>1</sup>Departamento de Arquitectura y Tecnología de Computadores, CITIC, Universidad de Granada

<sup>2</sup>Departamento de Ingeniería de Comunicaciones, Universidad de Málaga

<sup>3</sup>Departamento de Teoría de la Señal, Telemática y Comunicaciones, Universidad de Granada

<sup>4</sup>University of Information Science & Technology, Ohrid, Macedonia

APUNTES DEL ORIGEN Y EVOLUCIÓN DEL SIMPOSIO CEA DE BIOINGENIERÍA/ REDES REINBIO Y RETADIM.....87

Ramón Ceres

Grupo de Bioingeniería. Centro de Automática y Robótica, Consejo Superior de Investigaciones Científicas, CSIC.

# ARQUITECTURA DE UNA INTERFAZ CEREBRO-MÁQUINA PARA EL CONTROL DE UN EXOESQUELETO ROBOT DE MIEMBRO SUPERIOR

E. Hortal<sup>1</sup>, A. Úbeda<sup>1</sup>, D. Planelles<sup>1</sup>, A. D. Koutsou<sup>2</sup>, F. Resquín<sup>2</sup>, J. M. Azorín<sup>1</sup> y J. L. Pons<sup>2</sup>

<sup>1</sup> Universidad Miguel Hernández de Elche

<sup>2</sup> Centro Superior de Investigaciones Científicas (CSIC), Madrid

## Resumen

*El uso de exoesqueletos en pacientes con problemas de movilidad reducida está imponiéndose en los últimos años como una solución para aumentar la autonomía y libertad de este tipo de pacientes así como en la ayuda en su proceso de rehabilitación. En este trabajo se pretende implementar un sistema que permita realizar un movimiento de flexión y extensión del miembro superior controlado mediante señales cerebrales. Para ello se realiza una adquisición y un posterior análisis de la actividad cerebral a través de 16 electrodos colocados sobre el cuero cabelludo. El exoesqueleto ARMEO Spring se utiliza para el soporte del brazo de los usuarios y un sistema de electroestimulación funcional (FES) se encarga de provocar el movimiento deseado sobre el miembro superior. Dos arquitecturas diferentes basadas en movimientos de extensión/flexión se han definido en este trabajo. La primera arquitectura consiste en el análisis de las señales Electroencefalográficas (EEG) durante la realización de dos tareas mentales diferentes que permitirán la selección del movimiento deseado. La segunda configuración del sistema se basa en la detección de la intención del movimiento del brazo a través de potenciales ERD (Event-Related Desynchronization) y a través de la decodificación del movimiento.*

**Palabras Clave:** Exoesqueleto, Interfaz Cerebro-Máquina, BMI, EEG.

## 1 INTRODUCCIÓN

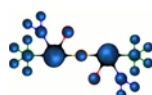
El uso de Interfaces Cerebro-Máquina (BMIs) se está extendiendo recientemente en el campo de la rehabilitación en pacientes de movilidad reducida. Estas interfaces permiten traducir los pensamientos de los usuarios en comandos de control que pueden ser aplicados en diferentes sistemas [2] [11]. Haciendo uso de estas interfaces, pacientes con deficiencias motoras pueden controlar dispositivos como un ratón y un teclado de PC [12] para interactuar con su entorno. El uso de interfaces cerebrales no invasivas ha sido ampliamente

utilizado en aplicaciones para mejorar la calidad de vida de este tipo de personas. Por ejemplo, se ha utilizado en el control de una silla de ruedas [8] [3] o de un brazo robótico [7]. En el caso de personas que han sufrido un accidente cerebro-vascular (ACV), las BMIs pueden formar parte de la rehabilitación de miembro superior, lo que se presenta crucial para la consecución de las tareas más básicas de su vida cotidiana.

Para su aplicación en tareas de rehabilitación, de acuerdo con la literatura reciente [10], un BMI se debe considerar como un mecanismo adicional del sistema de asistencia (BMI híbrido), ya que no es capaz de manejar todo el proceso asistencial por sí solo. Por este motivo, los BMIs se suelen combinar con sensores e inteligencia artificial para obtener un control adecuado del dispositivo de asistencia. En cuanto a la rehabilitación post apoplejía, el BMI se podría combinar con otros dispositivos para ayudar a los pacientes en sus tareas de rehabilitación aplicado a un exoesqueleto colocado sobre el brazo afectado. Para tal fin, la detección de la intención de movimiento se puede obtener mediante el procesamiento de la información cerebral. El sistema BMI generará los comandos de salida necesarios para el control de la cinemática de dicho exoesqueleto.

En este trabajo se propone una arquitectura que combina la interfaz BMI con un exoesqueleto de miembro superior. El principal objetivo consiste en implementar una herramienta de rehabilitación post apoplejía basada en interfaces cerebrales no invasivas. Este sistema se utilizará como apoyo de la movilidad del miembro superior en pacientes que han sufrido pérdida total o parcial de las funciones motoras en dicho miembro. La arquitectura desarrollada en este artículo muestra dos configuraciones distintas basadas en diferentes propiedades de las señales cerebrales orientadas a detectar el inicio del movimiento y la dirección del mismo.

Estas pruebas forman parte del proyecto Brain2motion - Development of a Multimodal Brain-Neural Interface to Control an Exoskeletal: Neuroprosthesis Hybrid Robotic System for the Upper Limb (DPI2011-27022-C02-01 y DPI2011-



27022-C02-02) financiado por el Ministerio de Economía y Competitividad de España.

## 2 ARQUITECTURA DEL SISTEMA

La arquitectura del sistema está formada por la interfaz cerebro-máquina (BMI), la cual controla un exoesqueleto Armeo Spring a través de un electroestimulador funcional (FES), que es el encargado de provocar los movimientos de flexión y extensión del miembro superior de los voluntarios. Además, se incluye en el sistema unidades de medición inercial, que permiten registrar los movimientos en cada articulación del brazo. En la Figura 1 se muestra un usuario junto con el sistema completo.

### 2.1 INTERFAZ CEREBRO-MÁQUINA

La principal interfaz de control del sistema está basada en un BMI espontáneo no invasivo. Para ello se utiliza la información eléctrica del cerebro adquirida a través de 16 electrodos colocados sobre el cuero cabelludo. Las posiciones seleccionadas para estos sensores son Fz, FC5, FC1, FCz, FC2, FC6, C3, Cz, C4, CP5, CP1, CP2, CP6, P3, Pz y P4, según el Sistema Internacional 10-10. La masa del sistema BMI se coloca en la posición AFz y se utiliza una referencia mono-auricular colocada en el lóbulo de la oreja derecha. Los electrodos utilizados son el modelo g.LADYbird. Se trata de electrodos activos, y por tanto son menos afectados por artefactos de movimiento y por interferencias electromagnéticas, mejorando la relación señal/ruido, en comparación con los electrodos pasivos. Estos electrodos se colocan sobre un gorro g.GAMMACap de la compañía g.Tec, el cual permite una rápida colocación de estos sensores.

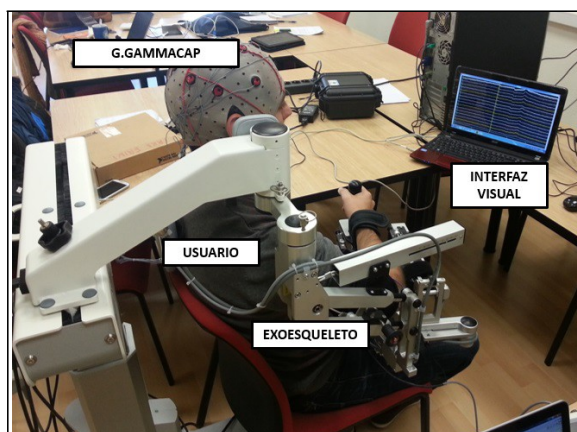


Figura 1: Entorno experimental.

### 2.2 EXOESQUELETO DE MIEMBRO SUPERIOR: ARMEO SPRING

El Armeo Spring (comercializado por Hocoma) es uno de los exoesqueletos para rehabilitación de miembro superior más populares. Consiste en una órtesis pasiva (no incluye actuadores) con 6 grados de libertad (3 en el hombro, 2 en el codo y uno más en la muñeca). El sistema se basa en un resorte mecánico que permite un soporte gravitatorio de nivel variable. El Armeo Spring ha sido ampliamente utilizado en actividades de rehabilitación en personas afectadas por accidentes cerebro vasculares [9], lesiones de la médula espinal [13] o esclerosis múltiple [4].

### 2.3 SISTEMA DE ELECTROESTIMULACIÓN FUNCIONAL (FES)

Debido a que el exoesqueleto utilizado es pasivo, se utilizará un sistema de electroestimulación funcional (FES) para conseguir la realización del movimiento del miembro superior del usuario. La estimulación eléctrica se aplica en los músculos bíceps y tríceps para obtener los movimientos de flexión y extensión del brazo respectivamente. El sistema FES está formado por el estimulador eléctrico INTFES (Tecnalia S.L.) y electrodos superficiales tradicionales (Axelgaard S.L.). Los parámetros de estimulación del sistema FES se ajustan a 40 Hz de frecuencia con hasta 350  $\mu$ s de ancho de pulso. La amplitud de pulso se ajusta para cada usuario individualmente.

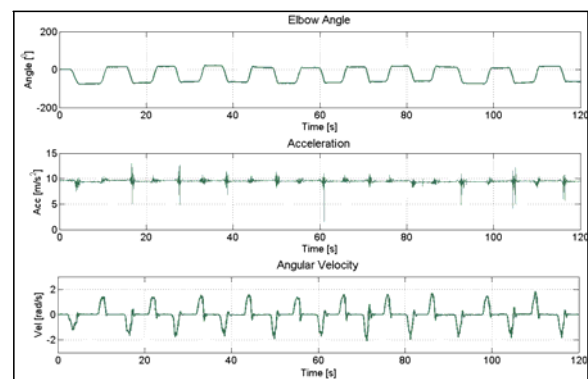
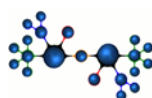


Figura 2: Medidas de las articulaciones (codo) obtenidas con las Unidades de Medición Inercial (IMU). Ángulos (arriba), aceleración (central) y velocidades angulares (abajo) de la articulación.

### 2.3 UNIDAD DE MEDICIÓN INERCIAL

Con el objetivo de obtener la posición de cada articulación en tiempo real se utilizan unidades de medición inercial (IMU). Los movimientos del



antebrazo se obtienen a través de dos IMUs (Technaid S.L.). Es necesario el uso de dos sensores inerciales para capturar el movimiento del antebrazo con respecto al brazo (movimiento del codo). Por tanto, uno de los sensores se coloca en el propio antebrazo, justo junto al codo. El otro sensor se coloca en la parte posterior del brazo, también junto al codo. Ambos sensores se alinean con respecto al eje Y. Los ángulos de esta articulación se calculan en base a los ángulos de Euler. Las orientaciones de estos sensores se adquieren a través de un HUB el cual se conecta al PC mediante un puerto USB. La frecuencia de adquisición de estos datos es de 50 Hz. El sistema de IMUs está equipado con un algoritmo robusto que limita las influencias externas provocados por cambios de temperatura y evita la aparición de campos magnéticos externos para la captura de datos. La Figura 2 muestra un ejemplo de una de las sesiones en las que se representa el ángulo, la aceleración y la velocidad angular del codo haciendo uso de las señales registradas por las IMUs.

### 3 PROCEDIMIENTOS EXPERIMENTALES PROPUESTOS

En este trabajo se proponen dos procedimientos experimentales diseñados para rehabilitación de miembro superior a través de movimientos de flexión y extensión. En primer lugar se ha diseñado un sistema basado en control de los movimientos de flexión/extensión haciendo uso de comandos cerebrales voluntarios. Estos comandos serán generados a través del análisis de la actividad cerebral mientras el usuario realiza dos tareas mentales diferentes. En segundo lugar, se plantea otra solución basada en la detección de la intención de movimiento por parte del usuario. Para este segundo procedimiento se plantean dos metodologías distintas. La primera de ellas se basa en la detección del fenómeno ERD, el cual indica el comienzo de un movimiento. La segunda metodología se centra en la decodificación de la intención de movimiento a través del análisis de las componentes de baja frecuencia de las señales EEG.

#### 3.1 BMI ESPONTÁNEO PARA EL CONTROL DE MOVIMIENTOS DE FLEXIÓN/EXTENSIÓN

El BMI espontáneo diseñado permite controlar un menú con dos opciones disponibles. Las opciones serán de movimiento (flexión y extensión alternativamente) y descanso. Para realizar la selección de una de las opciones se utiliza la diferenciación de dos tareas mentales diferentes. La detección de cada una de estas tareas mentales moverá un cursor hacia una u otra opción. Tras varias

detecciones, se podrá realizar la selección de la opción deseada.

Las tareas mentales a diferenciar se basan en una tarea de imaginación motora (imaginación del movimiento de apertura y cierre de la mano izquierda) y una tarea de concentración (en este caso se utiliza la recitación mental del abecedario). La primera de estas tareas moverá un cursor hacia la izquierda mientras que la segunda lo moverá hacia la derecha.

En una pantalla colocada frente al usuario se muestra el menú con las opciones disponibles. El usuario deberá seleccionar la opción que desee ejecutar, realizando la tarea mental correspondiente. Tras 10 movimientos del cursor en una misma dirección, el usuario será capaz de seleccionar la acción deseada.

El experimento consistirá en alternar selecciones de movimiento y descanso. El robot, con la ayuda del sistema FES se encargará de generar el movimiento del miembro superior cuando el usuario lo seleccione. En la Figura 3 se muestra el esquema de esta arquitectura y se puede observar el menú de selección utilizado.

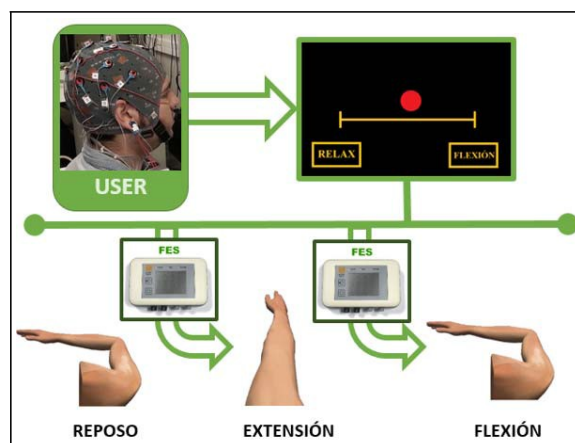
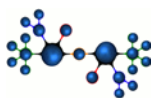


Figura 3: Esquema BMI espontáneo.

Las señales eléctricas registradas por los 16 sensores se procesan para obtener las características de éstas para cada una de las tareas a clasificar. Las señales EEG se procesan en ventanas de 1 segundo con un solape de 500 ms. Cada una de estas ventanas es procesada individualmente de la siguiente forma. En primer lugar se aplica un filtro paso banda de 5 a 40 Hz, lo que permite conservar únicamente las frecuencias que contienen la mayor parte de la información cerebral relativa a las tareas a clasificar y un filtro Notch aplicado en 50 Hz para eliminar las perturbaciones que se puedan generar por parte de la red eléctrica. Tras este filtrado se aplica un filtro Laplaciano con el que se consigue una mejora en la calidad de la señal. Posteriormente se modifica la señal de forma que se pasa del dominio del tiempo al dominio de la frecuencia. Para ello se utiliza un método similar a la Transformada Rápida de Fourier



(FFT), el periodograma. Este método de extracción de características realiza una estimación de la potencia espectral de las señales. Las frecuencias utilizadas como características para la clasificación de tareas son las comprendidas entre 8 y 36 Hz, seleccionados cada 1 Hz. Por tanto, se obtienen 29 características por cada electrodo.

Finalmente, el vector de características obtenido en el procesamiento anterior se utiliza como entrada en un clasificador basado en Máquinas de Vector Soporte (SVM). Este tipo de clasificador es una técnica muy útil en la clasificación de datos [6] y está ampliamente utilizado en la clasificación de señales EEG [5] [1]. SVM hace uso de un hiperplano o un grupo de ellos en un espacio dimensional muy alto (o incluso infinito) para distinguir entre las diferentes clases a clasificar. Los principales núcleos utilizados en este sistema SVM para este tipo de datos suele ser el kernel Gaussiano y Funciones de Base Radial (RBF). En este caso, se utilizará el segundo de ellos. Este tipo de clasificadores necesita un modelo creado previamente (de forma individualizada) para poder distinguir el estado mental del usuario de forma correcta. Por ello, inicialmente se realiza una pequeña sesión en la que este modelo es obtenido. Además, para evitar falsas detecciones y mejorar el comportamiento del sistema, la salida del clasificador no es utilizada directamente como señal de control del exoesqueleto. En un paso intermedio, se aplica una moda en la que sólo si un mínimo de 3 clasificaciones de las últimas 4 salidas del clasificador coinciden, este valor es tomado como válido. En cualquier otro caso, el sistema clasifica el estado como indeterminado.

### 3.2 DECODIFICACIÓN DE MOVIMIENTOS DE FLEXIÓN/EXTENSIÓN A TRAVÉS DE SEÑALES EEG

Este experimento consiste en la detección de la intención de los movimientos de flexión y extensión del brazo. Para ello se registran las señales EEG así como las posiciones de las articulaciones (ángulos del codo en este caso). Estas señales se registran en sesiones en las que los usuarios realizan una serie de 10 repeticiones de flexión/extensión por cada registro. Una sesión completa estará formada por un total de 5 registros. Para la detección de la intención de movimiento generada en estos registros se proponen dos alternativas:

#### 3.2.1 Detección de la intención de inicio de movimiento de flexión/extensión usando Event Related Desynchronization (ERD)

En esta metodología se utiliza la detección de los potenciales ERD (desincronización de los ritmos sensorimotrices en español) para detectar el comienzo de los movimientos de flexión y extensión previo al

movimiento real. Para ello se realiza un procesamiento de las señales EEG obtenidas durante la realización de movimientos de flexión y extensión. Primero se aplica un filtro Butterworth de octavo orden aplicado entre 5 y 40 Hz. Posteriormente se aplica un filtro Laplaciano que permite suavizar las señales a clasificar. Previo a esta clasificación se necesita una extracción de las características de estas señales EEG. Para ello se utiliza una Transformada Rápida de Fourier (FFT). Con dicho método se transforma las señales EEG del dominio del tiempo al dominio de la frecuencia. Las características que se utilizarán para la clasificación son la suma de la potencia espectral en 3 bandas diferentes de frecuencias, 8-12 Hz, 13-24 Hz y 25-30 Hz por cada electrodo, con lo que se utilizan un total de 48 características. Estas frecuencias representan las bandas mu y beta. Finalmente, estas características se utilizan para detectar el inicio del movimiento haciendo uso de Máquinas de Vector Soporte (SVM), clasificador de vecino más cercano (KNN), bayesianos o Análisis Lineal Discriminante (LDA).

#### 3.2.2 Decodificación de movimientos de flexión/extensión usando componentes de baja frecuencia de señales EEG

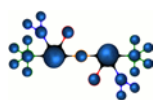
La decodificación de la cinemática del miembro superior se realiza a partir una regresión lineal multidimensional, aplicando la fórmula siguiente:

$$x[t] = a + \sum_{n=1}^N \sum_{k=0}^L b_{nk} \cdot S_n[t-k] \quad (1)$$

donde  $x[t]$  es el estado cinemático (ángulo del codo) en el instante  $t$  y  $S_n$  es el voltaje medido en el electrodo  $n$ .  $L$  es el número de instantes de tiempo anterior que se analizan y  $N$  es el número de canales utilizados (16 en este caso). Los parámetros  $a$  y  $b$  son los parámetros de decodificación. Previamente, las señales EEG y las señales de cinemática de la manos se filtran entre 0.1 y 2 Hz. Posteriormente las señales EEG son estandarizadas (por electrodo) restando, por cada muestra de tiempo ( $t$ ), la media de la señal ( $\bar{V}$ ) y dividiendo el resultado por la desviación estándar ( $SD_v$ ).

## 4 CONCLUSIONES

En este trabajo se propone una arquitectura que combina una interfaz cerebro-máquina con un exoesqueleto robot de miembro superior. Se proponen dos experimentos distintos, ambos basados en movimientos de flexión/extensión. El primer experimento consiste en controlar los movimientos de flexión y extensión a través del pensamiento voluntario del usuario. Para ello se hace uso de la clasificación de dos estados mentales del voluntario.





El segundo experimento se basa en la detección de la intención de movimiento de miembro superior antes de que este movimiento se produzca. El principal objetivo de estos experimentos es contribuir en la rehabilitación de pacientes afectados por accidentes cerebrovasculares.

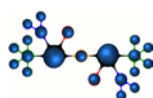
En el futuro, estos datos se analizarán con el fin de diseñar un sistema que permita la decodificación de la intención de movimiento del brazo, de forma que puedan ser aplicados en pacientes reales que sufren de problemas de movilidad debido a parálisis provocados por daño cerebral.

### Agradecimientos

Esta investigación ha sido financiada por el Ministerio de Economía y Competitividad de España como parte del proyecto Brain2motion - Development of a Multimodal Brain-Neural Interface to Control an Exoskeletal: Neuroprosthesis Hybrid Robotic System for the Upper Limb (DPI2011-27022-C02-01 y DPI2011-27022-C02-02), por la Conselleria d'Educació, Cultura i Esport of Generalitat Valenciana de España a través de la subvención VALi+d ACIF/2012/135 y a través de la subvención CSD2009-00067 (HYPER) del programa español CONSOLIDER-INGENIO 2010.

### Referencias

- [1] Bashashati, A., Fatourehchi, M., Ward, R. K. and Birch, G. E., (2007) "A survey of signal processing algorithms in brain-computer interfaces based on electrical brain signals", *Journal of Neural Engineering*, vol. 4 (2), pp. 35-57.
- [2] Dornhege, G., Millán, J. R., Hinterberger, T., McFarland, D., and Müller, K., (2007) "Towards Brain-Computer Interfacing", MIT Press. Cambridge, Massachusetts.
- [3] Galán, F. et al., (2008) "A brain-actuated wheelchair: Asynchronous and non-invasive Braincomputer interfaces for continuous control of robots", *Clinical Neurophysiology*, vol. 119, pp. 2159-2169.
- [4] Gijbels, D. et al., (2011) "The Armeo Spring as training tool to improve upper limb functionality in multiple sclerosis: a pilot study," *Journal of neuroengineering and rehabilitation*, vol. 8 (5), pp. 5.
- [5] Hortal, E., Úbeda, A., Iáñez, E., Planelles, D. and Azorín, J. M., (2013) "Online classification of two mental tasks using a SVM-based BCI system", *IEEE EMBS Conference on Neural Engineering*, pp. 1307-1310.
- [6] Hsu, C. W., Chang, C. C. and Lin, C. J., (2003) "A Practical Guide to Support Vector Classification", Available at <http://www.csie.ntu.edu.tw/~cjlin/libsvm/>
- [7] Iáñez, E., Azorín, J. M., Úbeda, A., Ferrández, J. M. and Fernández, E., (2010) "Mental tasks-based brain-robot interface", *Robotics and Autonomous Systems*, vol. 58 (12), pp. 1238-1245.
- [8] Iturrate, I., Antelis, J. M., Kubler, A. and Minguez, J., (2009) "A noninvasive brain-actuated wheelchair based on a P300 neurophysiological protocol and automated Navigation," *IEEE Transactions on Robotics*, vol. 25 (3), pp. 614-627.
- [9] Meadmore, K. L. et al., (2012) "Functional electrical stimulation mediated by iterative learning control and 3D robotics reduces motor impairment in chronic stroke", *Journal of neuroengineering and rehabilitation*, vol. 9 (1), pp. 32.
- [10] Millán, J. R. et al., (2010) "Combining brain-computer interfaces and assistive technologies: state-of-the-art and challenges", *Frontiers in Neuroscience*, vol. 4, 161.
- [11] Nicolelis M. A. L., (2001) "Actions from Thoughts", *Nature*, vol. 409, pp. 403-407.
- [12] Sirvent, J. L., Azorín, J. M., Iáñez, E., Úbeda, A. and Fernández, E., (2010) "P300-based Brain-Computer Interface for Internet browsing", *Trends in Practical Applications of Agents and Multiagent Systems Advances in Intelligent and Soft Computing*, vol. 71, pp. 615-622.
- [13] Zariffa, J. et al., (2012) "Feasibility and efficacy of upper limb robotic rehabilitation in a subacute cervical spinal cord injury population", *Spinal cord*, vol. 50 (3), pp.220-226.





# ARQUITECTURA PARA EL ANALISIS DE LOS ESTADOS COGNITIVOS RELACIONADOS CON LA MARCHA.

Á. Costa, D. Planelles, A. Úbeda, E. Iañez, J.M. Azorin  
Av. de la Universidad S/N 03202 Elche, España, [acosta@umh.es](mailto:acosta@umh.es),  
[dplanelles@umh.es](mailto:dplanelles@umh.es), [aubeda@umh.es](mailto:aubeda@umh.es), [eianez@umh.es](mailto:eianez@umh.es), [jm.azorin@umh.es](mailto:jm.azorin@umh.es)

## Resumen

*Este artículo presenta una arquitectura diseñada para registrar las señales electroencefalográficas (EEG) producidas por el cerebro durante la marcha con el objetivo de estudiar los estados cognitivos de un usuario. Concretamente se analizarán los cambios en las ondas cerebrales en función del nivel de atención que el usuario esté prestando en la marcha. Para ello se inducirán 4 niveles de atención diferentes en los usuarios mientras mantienen un ritmo de marcha constante en una cinta de andar. Las ondas EEG registradas, tras ser procesadas, serán analizadas con varios clasificadores para generar un modelo que se adapte a cada usuario. Los resultados preliminares muestran un 57,40% de aciertos para 4 niveles de atención.*

**Palabras Clave:** BCI, atención en la marcha, electroencefalografía, estados cognitivos.

## 1 INTRODUCCIÓN

Las interfaces cerebro-computador (BCI) como su nombre indica, permiten que una persona interactúe con un computador a partir de señales producidas por su cerebro [9][6]. Las investigaciones relacionadas con estas interfaces pueden dividirse en dos grandes grupos en función de la profundidad de invasión a la hora de registrar las señales EEG. Los sistemas invasivos son los menos extendidos debido a las cuestiones éticas que plantean así como por los riesgos asociados a las cirugías necesarias para implantar una serie de electrodos en el cortex cerebral de una persona. Por su parte, existen muchas investigaciones relacionadas con los sistemas no invasivos [3]. En ellos una serie de electrodos se sitúan en el cuero cabelludo y son los encargados de recoger las señales EEG.

En la actualidad existen numerosas personas que sufren diferentes discapacidades motoras que les impiden relacionarse con su entorno de la forma en que las personas sanas están acostumbradas. Estas discapacidades están relacionadas con malfuncionamientos musculares y problemas en el sistema nervioso, sin embargo la mayoría de estas personas disponen de capacidades cerebrales normales. Por este motivo muchos de los estudios

relacionados BCI no invasivas están enfocados al diseño de sistemas de comunicación entre personas con discapacidades y su entorno [8][5]. Normalmente cuando pensamos en sistemas BCI, pensamos en personas con severas discapacidades que les impiden realizar movimientos, sin embargo estas interfaces han sido desarrolladas para un amplio rango de problemas motores, desde tetraplejía, donde se usan como sistemas de comunicación e interacción con el entorno, hasta trombosis o accidentes donde son utilizadas como complemento a los sistemas de rehabilitación necesarios para que las personas afectadas recuperen la movilidad [10][2].

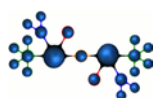
El estudio que se presenta, esta englobado en el proyecto BioMot – Smart Wearable Robots with Bioinspired Sensory-Motor Skills (IFP7-ICT-201-10-611695), cuyo objetivo es combinar el análisis de señales EEG con el uso de un robot vestible en tareas de rehabilitación de miembro inferior. Una de las partes de este proyecto consiste en detectar mediante las ondas EEG como la atención en la marcha disminuye en un paciente conforme va adquiriendo movilidad [1][7]. En función del nivel de atención que ponga en la marcha podemos saber cuándo los ejercicios de rehabilitación han sido interiorizados por el paciente y es necesario cambiar de tarea para ejercitar otras zonas.

## 2 MATERIALES

En la figura 1 se muestra una foto del entorno de pruebas. A continuación cada una de estas partes será detallada.

### 2.1 EQUIPO DE REGISTRO EEG

Las señales EEG serán registradas con dos amplificadores gUSBamp de gTec a través de 32 electrodos situados en el cuero cabelludo mediante el gorro GammaCap de gTec en las posiciones Fz, FC5, FC3, FC1, FCz, FC2, FC4, FC6, C5, C3, C1, Cz, C2, C4, C6, CP5, CP3, CP1, CPz, CP2, CP4, CP6, P3, P1, Pz, P2, P4, PO7, PO3, POz, PO4 y PO8 atendiendo al Sistema Internacional 10/10 además de una referencia mono auricular en la oreja derecha y de la tierra en la posición AFz. Se utilizará un filtro notch de 50 hz para eliminar el ruido generado por la red eléctrica.



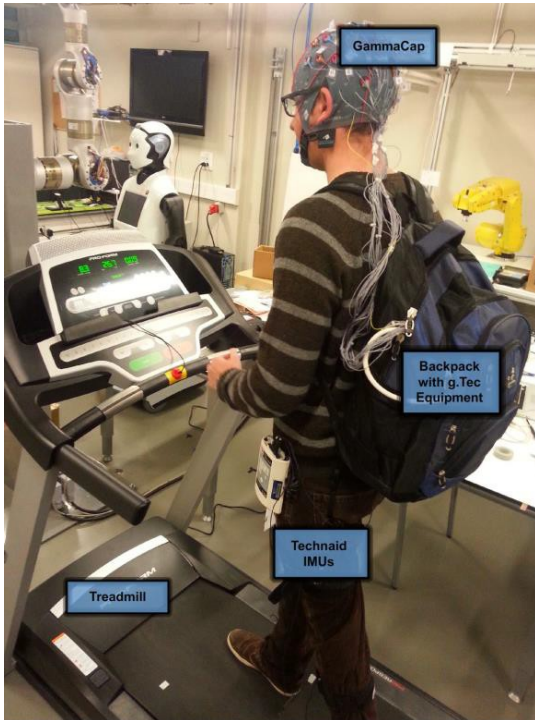


Fig. 1. Entorno experimental. El GammaCap y los dispositivos dentro de la mochila conforman el equipo de registro EEG. Las IMUs registran los datos de movimiento.

Los gUSBamp se encuentran en el interior de la mochila que el usuario lleva a la espalda. De ella salen los 32 electrodos situados en el GammaCap de forma que el usuario pueda colocárselos en la cabeza mientras camina. De la mochila sale un cable de alimentación y el cable USB que transfiere los datos al ordenador. La figura 2 muestra los datos registrados en los 32 canales en tiempo real.

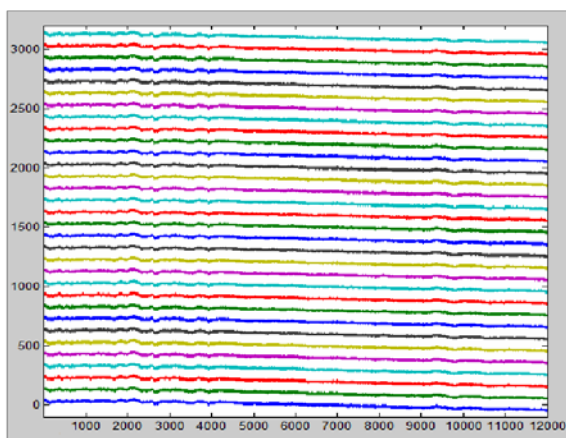


Fig. 2. Señales EEG registradas de los 32 electrodos

## 2.2 UNIDADES DE MEDIDA INERCIALES (IMUs)

Para el estudio concreto que nos ocupa no es necesario conocer los ángulos y aceleraciones de las articulaciones de las piernas mientras se anda. Sin embargo, los datos registrados en estas pruebas servirán en el futuro para investigaciones de decodificación de ángulos y posiciones de las piernas a partir de las ondas EEG. Por este motivo, se situarán 7 unidades inerciales (tres en cada pierna y uno en la posición lumbar) que registrarán a lo largo de las pruebas todos los datos de movimiento de las articulaciones. La figura 3 muestra los datos registrados en los 133 canales en tiempo real (17 parámetros de movimiento por unidad inercial).

## 2.3 CINTA DE CORRER Y PANTALLA

Para simular la marcha constante mientras se registran datos, se utiliza la cinta de correr Pro-form Performance 750 con un módulo I-fit que permite definir grupos de tareas que se ejecuten de forma continua tales como cambios de velocidad y pendiente. Además durante las pruebas, se sitúa una pantalla frente a la cinta para proveer de ciertos estímulos visuales al usuario mientras realiza la prueba.

## 3 MÉTODOS

Las señales EEG serán registradas mientras el usuario camina y es sometido a 4 niveles de atención. Los datos registrados serán procesados y se extraerán características que servirán como entrada a una serie de clasificadores dando como resultado unos niveles de acierto, con lo que podremos decidir que clasificador resulta más eficiente para el estudio.

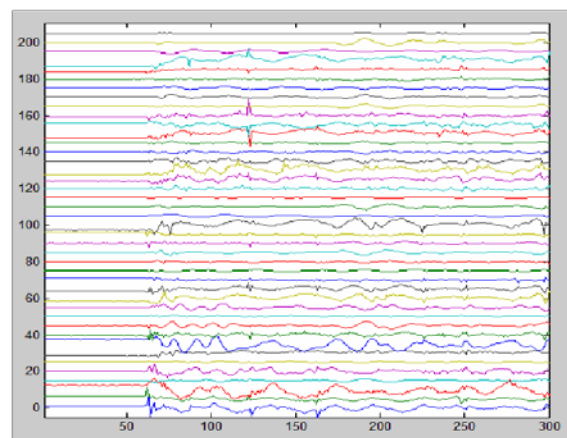
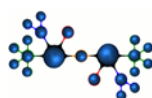


Fig. 3. Todos los parámetros de movimiento registrados por las IMUs



### 3.1 PROTOCOLO DE PRUEBAS

Se han registrado datos de 4 usuarios sanos, todos ellos diestros con edades comprendidas entre los 24 y 31 ( $27,75 \pm 2,87$ ). Todos firmaron un consentimiento informado tras recibir toda la información sobre las pruebas que iban a realizar. Los experimentos consistían en 2 sesiones de unos 32 minutos de duración realizadas días distintos. Cada sesión está compuesta de 8 pruebas de 4 minutos cada una. Se dejará un tiempo de entre 20 y 30 segundos de descanso entre pruebas

Tras equipar al usuario con los equipos de registro se le pide que comience a andar en la cinta de correr. Cada prueba de 4 minutos, estará dividida en 4 tareas de un minuto de duración. En cada una se pretende que el usuario experimente un nivel diferente de atención. Durante el primer minuto de marcha se pide al usuario que ande de forma normal, mirando al frente. Los datos registrados se considerarán como nivel normal de atención. En la siguiente tarea se mostrarán operaciones matemáticas en una pantalla y el usuario deberá resolverlas mentalmente mientras camina. La tercera tarea consistirá en la visualización de un video por parte del usuario que lo mantenga entretenido mientras anda. Estos 2 minutos serán

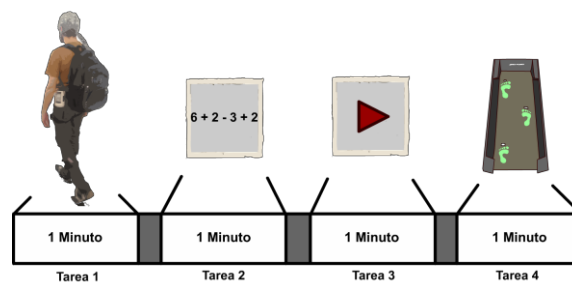


Fig. 4. Cada prueba está compuesta de 4 tareas de un minuto de duración. Andar normal, realizar operaciones matemáticas, ver video y seguir las marcas.

considerados como niveles bajos de atención. Se consideran como niveles separados porque el primero implica una concentración mental y el segundo una relajación mental, pero en ambos casos disminuye el nivel de atención en la marcha. En el último minuto de prueba se pide al usuario que adapte su paso al de unas marcas previamente situadas en la cinta de correr. Las marcas no se adaptan perfectamente al paso de una persona de forma que se ve obligada a mantener la atención en sus pasos. Esta parte se clasificará como nivel alto de atención. La figura 4 muestra la representación de una prueba.

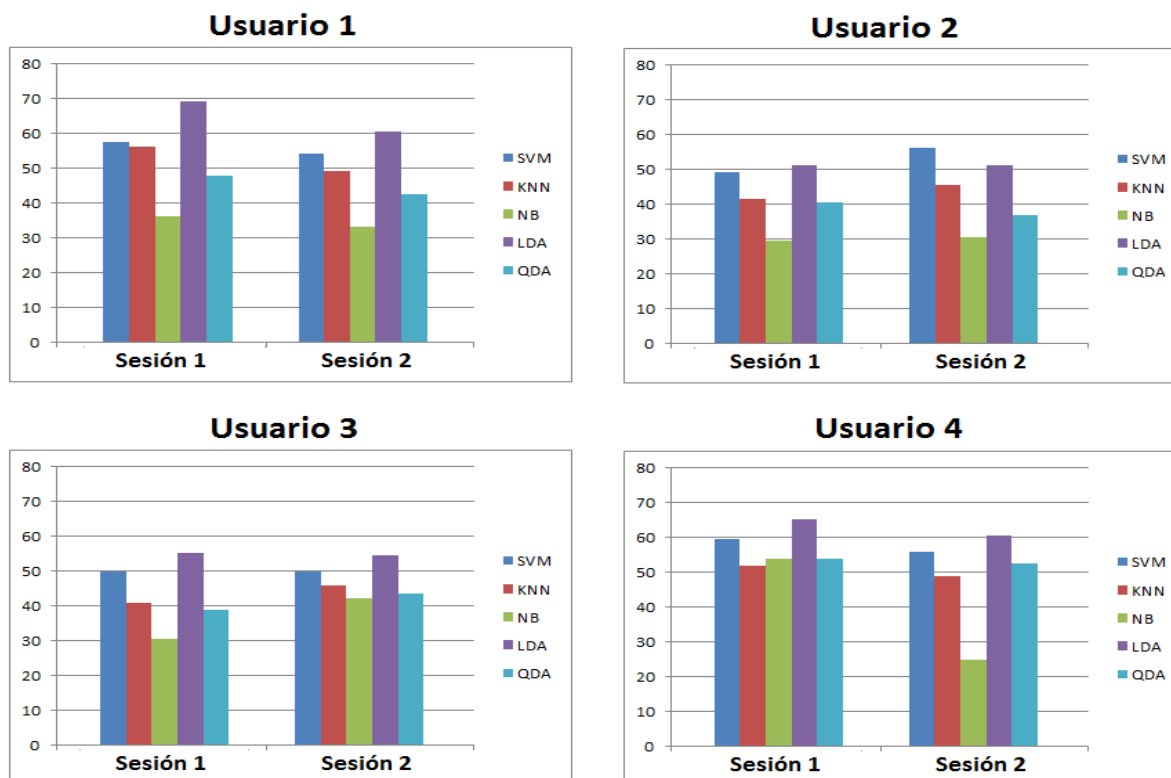
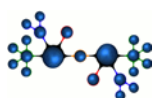


Fig. 5. Porcentaje de aciertos en 4 estados de atención para 2 sesiones de 4 usuarios y para 5 clasificadores (SVM, KNN, NB, LDA, QDA). En el eje X se muestra cada una de las sesiones realizadas y en el eje Y el porcentaje de acierto obtenido de cada clasificador tras aplicar una validación cruzada de 8 iteraciones.



### 3.2 PROCESAMIENTOS

De cada una de las pruebas anteriores se extraerán los minutos referentes a niveles de atención y se eliminarán los trozos de descanso. Cada minuto será troceado con ventanas de 1 segundo y un solape de 0.5 s. En cada ventana se aplicará una Laplaciana de 3 vecinos más cercanos para suavizar las señales y eliminar contribuciones de los electrodos adyacentes. Posteriormente se calcula el espectro de la señal entre 8 y 40 hz mediante el método de Welch como en [4]. Se extraerá una característica por electrodo, realizando la suma de todas las frecuencias entre 8 y 40 hz. El vector final de características formado por 32 valores (una característica por electrodo) se utilizará como entrada para diferentes clasificadores nombrados a continuación: Support Vector Machine (SVM), K-Nearest Neighbor (Knn), Naive Bayes (NB), Linear Discriminant Analysis (QDA). La eficiencia de cada clasificador se testeará con una validación cruzada entre pruebas.

### 3 RESULTADOS

Las gráficas de la figura 5 muestran los porcentajes de acierto de ambas sesiones para los 4 usuarios y los 5 clasificadores mencionados en el apartado anterior. Cada porcentaje de acierto corresponde a la media de aciertos tras validar cada sesión mediante una validación cruzada de 8 iteraciones (una por cada prueba). Como se puede observar los clasificadores que mejores resultados proporcionan son el SVM y el LDA, siendo el LDA con una media de aciertos por sesiones y usuarios el mayor con un 57.40%. Teniendo en cuenta que el valor del aleatorio para 4 tareas está en torno a 25%, los resultados nos demuestran que es posible detectar el nivel de atención que un usuario tiene mientras marcha. Las 2 tareas de atención baja (operaciones matemáticas y video) pueden ser combinadas como única tarea mejorando de esa forma el porcentaje de aciertos para 3 niveles de atención. El uso de una media temporal de clasificación se planteará cuando se realicen pruebas online de este experimento para mejorar también el porcentaje de acierto.

A lo largo de esta investigación no se ha realizado ningún procesado específico para eliminar artefactos musculares (excepto por el rango de frecuencias, 8-40 hz, seleccionado que filtra la mayoría de artefactos oculares y faciales). Esto no es necesariamente un problema ya que el objetivo final de esta investigación es ayudar a pacientes que a lo largo de su rehabilitación irán adquiriendo movilidad en las piernas. Si esta movilidad provoca cambios en las ondas EEG añadiéndoles información adicional sobre el nivel de atención, resulta razonable utilizar esa información para mejorar los resultados de

nuestra clasificación. El próximo paso de esta investigación consistirá en realizar pruebas con pacientes con diferentes niveles de movilidad para comprobar cómo ello afecta a los resultados finales obtenidos.

### 4 CONCLUSIONES

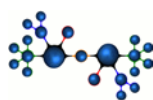
Los resultados obtenidos en esta investigación nos muestran que existe un patrón de comportamiento en las ondas EEG relacionado con el nivel de atención que un usuario pone en la marcha. Los resultados son preliminares, solo se ha realizado una comparación de clasificadores. En investigaciones futuras se pretende analizar todas las frecuencias desde 1 hasta 100 hz para saber cuáles proporcionan los mejores resultados. Además se probarán diferentes números de vecinos en la Laplaciana para comprobar cuales proporcionan una señal más limpia. Los parámetros internos del método de Welch para el cálculo de espectro también pueden ser objetivo de una investigación para obtener un espectro de señal mejor definido donde los cambios en los lóbulos frecuenciales sean más fácilmente detectables.

#### Agradecimientos

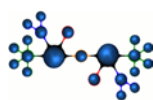
Esta investigación ha sido financiada por la Comisión de la Unión Europea bajo el proyecto BioMot - Smart Wearable Robots with Bioinspired Sensory-Motor Skills (con el acuerdo de subvención número IFP7-ICT-2013-10-611695), y por la Conselleria d'Educació, Cultura i Esport of Generalitat Valenciana de España a través de la subvención VALi+d ACIF/2012/135.

#### Referencias

- [1] Bhattacharyya, (2011) S.; Khasnobish, A.; Konar, A.; Tibarewala, D.N.; Nagar, A.K. "Performance analysis of left/right hand movement classification from EEG signal by intelligent algorithms", Computational Intelligence, Cognitive Algorithms, Mind, and Brain (CCMB), IEEE Symposium on, On page(s): 1 - 8
- [2] Clark et al., (2006), C.R. Clark, R.H. Paul, L.M. Williams, M. Arns, K. Fallahpour, C. Handmer et al. "Standardized assessment of cognitive functioning during development and aging using an automated touchscreen battery" Arch Clin Neuropsychol, 21 (2006), pp. 449-467
- [3] Dornhege et al., (2004)a G. Dornhege, B. Blankertz, G. Curio, K.-R. Müller, "Boosting bit rates in non-invasive EEG single-trial classifications by feature combination and



- multi-class paradigms" *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, 51 (6) , pp. 993–1002 (June)
- [4] E. Hortal, (2014), D. Planelles, A. Ubeda, A.Costa and J.M. Azorin, "Brain-Machine Interface System to Differentiate between Five Mental Tasks", *System Conference*, to be published.
- [5] J. Millan, (2004), et al., "Noninvasive brain-actuated control of a mobile robot by human EEG", *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 51, no. 6, pp.1026 -1033
- [6] J.R. Wolpaw, (2004) "Brain-computer interfaces (BCIs) for communication and control: a mini-review" *Suppl. Clin. Neurophysiol.*, 57, pp. 607–613
- [7] Hermens et al., (2005)b D.F. Hermens, E.X. Soei, S.D. Clarke, M.R. Kohn, E. Gordon, L.M. Williams "Resting EEG theta activity predicts cognitive performance in attention-deficit hyperactivity disorder" *Pediatr Neurol*, 32, pp. 248–256
- [8] K. Tanaka, (2005), K. Matsunaga, and H. Wang, "Electroencephalogram-based control of an electric wheelchair", *IEEE Trans. Robot.*, vol. 21, no. 4, pp. 762–766, Aug. .
- [9] N. Birbaumer, (2006) "Brain-computer-interface research: coming of age" *Clin. Neurophysiol.*, 117 , pp. 479–483
- [10] Schwartz A.B., (2006), Cui X.T., Weber DJ., Moran D.W. "Brain Controlled Interfaces: Movement Restoration using Neural Prosthetics." *Neuron* vol. 52, October, pp. 205-220







# DISEÑO Y DESARROLLO DE UNA PLATAFORMA DE ENTRENAMIENTO COGNITIVO BASADA EN BCI PARA PREVENIR LOS EFECTOS DEL ENVEJECIMIENTO

Javier Gómez Pilar

Grupo de Ingeniería Biomédica, Universidad de Valladolid. E.T.S. de Ingenieros de Telecomunicación,  
Paseo Belén 15, 47011 – Valladolid, España. [javier.gomez@gib.tel.uva.es](mailto:javier.gomez@gib.tel.uva.es)

Rebeca Corralejo Palacios, Luis Fernando Nicolás Alonso, Daniel Álvarez González, Roberto Hornero  
Sánchez

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

## Resumen

*El deterioro cognitivo asociado a la edad es un problema cuya relevancia se encuentra en aumento debido a que la población en los países occidentales se encuentra cada vez más envejecida. Es habitual el uso de sistemas cerebro-ordenador (Brain Computer Interfaces, BCI) cómo método para mejorar la calidad de vida y la autonomía de personas dependientes. Sin embargo, existen nuevas líneas de investigación enfocadas al entrenamiento cognitivo mediante BCI. En dicho contexto, en el presente trabajo se ha desarrollado una herramienta de entrenamiento cognitivo (NeuroFeedback Training, NFT) empleando un sistema BCI basado en la detección de ritmos sensoriomotores. En el estudio participaron 40 sujetos con edad superior a 59 años. El grupo experimental, formado por 20 sujetos, realizó un programa de NFT mediante la aplicación propuesta, mientras que el grupo de control, formado por los restantes 20 sujetos, no lo realizaron. La aplicación está basada en tareas de NFT combinadas con sencillas tareas de memorización y relación lógica simple. Según indicaron los test neuropsicológicos realizados, los resultados muestran una mejora en ciertas áreas neuropsicológicas: percepción visual y memoria inmediata, principalmente. Por tanto, este estudio sugiere que un NFT basado en tareas de imaginación motora podría suponer un impacto positivo sobre el deterioro cognitivo debido a efectos del envejecimiento.*

**Palabras Clave:** Brain Computer Interface, NeuroFeedback Training, rehabilitación cognitiva, envejecimiento.

## 1 INTRODUCCIÓN

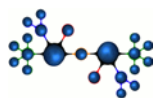
Una interfaz cerebro-ordenador (Brain Computer Interface, BCI) es aquella que permite interactuar con el entorno sin que se involucren músculos o el

sistema nervioso periférico [11]. Por tanto, los sistemas BCI se presentan como una alternativa para reflejar las intenciones del usuario mediante una traducción directa de determinadas características de la actividad cerebral.

El electroencefalograma (EEG) es método más habitual en los sistemas BCI para monitorizar la actividad cerebral [12]. El EEG es un método no invasivo que requiere un equipo relativamente simple y de bajo coste en comparación con otros métodos [12]. Una de las aplicaciones de los sistemas BCI es la de traducir las actividades de imaginación motora en el movimiento de un cursor en una pantalla. Esto ha sido usado en diversos estudios como una forma de facilitar tareas a usuarios con una cierta discapacidad de manera que se consiga un aumento de su independencia y calidad de vida [6].

Las aplicaciones BCI basadas en ritmos sensoriomotores son sistemas endógenos ya que dependen de la capacidad del usuario para controlar la amplitud del EEG en una banda de frecuencia específica. Dicha actividad, producida en una región cortical concreta, es una actividad electrofisiológica endógena que no necesita ser inducida mediante un estímulo externo [12]. Estos sistemas usan estrategias de imaginación motora para generar sincronizaciones (*Event-Related Synchronization*, ERD) y des-sincronizaciones (*Event-Related Desynchronization*, ERD) en las bandas de frecuencia  $\alpha$  y  $\beta$  [8].

Los sistemas de BCI han sido principalmente usados como interfaz para aumentar la autonomía de los usuarios: controlando el ratón de un ordenador, facilitando la navegación por la red, controlando una silla de ruedas, etc. [6]. Sin embargo, estudios más recientes abordan la posibilidad de usar estos sistemas como una manera de inducir actividad cerebral que ayude a aumentar su plasticidad [3]. De esta forma, por medio de ejercicios de imaginación motora, se consigue la activación y desactivación voluntaria de ciertas regiones cerebrales. Por tanto, el sistema BCI es usado como un medio de



realimentación al usuario que le indica si realiza la tarea de manera adecuada. Este tipo de ejercicios de entrenamiento neurocognitivo (*NeuroFeedback Training*, NFT) han sido probados con éxito en estudios anteriores [10, 13]. Sin embargo, en estos estudios, la evaluación del entrenamiento se centra principalmente o de manera exclusiva en observar cambios en la distribución de potencia en distintas bandas del EEG una vez acabado el ejercicio de NFT. Hasta donde alcanza nuestro conocimiento, ningún estudio aborda la evaluación del NFT mediante la comparación de las capacidades neurocognitivas antes y después del NFT, que al fin y al cabo, es el objetivo último de este tipo de ejercicios.

Nuestra hipótesis inicial se basa en que una estimulación endógena repetitiva de la actividad cerebral de ciertas regiones corticales produce una mejora en ciertas áreas neuropsicológicas. De esta forma, se podría conseguir decelerar los efectos cognitivos perniciosos asociados al envejecimiento. La hipótesis se basa en indicios previos que muestran que los cambios en la plasticidad cerebral está claramente asociada con el deterioro cognitivo [1].

En el presente estudio se ha desarrollado una aplicación de NFT basada en BCI. Además, se ha diseñado un protocolo de entrenamiento basado en ejercicios de imaginación motora combinados con ejercicios de memorización y relación lógica simple, con el objetivo de evaluar la influencia de estos ejercicios en los efectos cognitivos causados por el envejecimiento. Para este propósito, 5 regiones neuropsicológicas fueron evaluadas mediante el test de diagnóstico neuropsicológico de adultos (DNA) de Luria [2] antes y después de la realización del programa de entrenamiento. Después, los resultados encontrados se compararon entre los sujetos que realizaron el NFT y los que no lo realizaron. Así, a través de este estudio, se verifica la existencia de mejoras cognitivas asociadas con un programa de entrenamiento.

## 2 MATERIALES Y MÉTODOS

### 2.1 DISEÑO EXPERIMENTAL

El protocolo del experimento diseñado consistió en 5 sesiones (1 por semana) durante las cuales los participantes realizaron ejercicios de NFT combinados con tareas de memorización y relación lógica simples. Se diseñaron 5 tareas distintas de dificultad creciente. Los ejercicios diseñados se explican a continuación:

- NFT1. El objetivo de esta primera tarea consiste en aprender a realizar las tareas de imaginación motora. Para ello, la aplicación presenta al usuario, de manera aleatoria, una

puerta o una ventana. Cuando se muestra una puerta el usuario debe imaginar movimientos de la mano derecha y cuando aparece una ventana debe hacer lo propio con la mano izquierda. Si el ejercicio es realizado de manera adecuada la aplicación muestra una realimentación al usuario de manera que la puerta o la ventana se abren. De esta forma el usuario puede saber si ha realizado la tarea de forma correcta o, de no ser así, cambiar su estrategia. La Figura 1 muestra capturas en distintos momentos de la ejecución de esta tarea.

- NFT2. Este segundo tipo de ejercicio está destinado a mover de forma horizontal un cursor mediante ejercicios de imaginación motora para alcanzar un objetivo que se sitúa en el extremo derecho o izquierdo de la pantalla. Dado que es posible visualizar en todo momento el movimiento del cursor en la pantalla, el usuario recibe una realimentación continua durante la tarea. La Figura 2 muestra capturas de esta tarea.



Figura 1: Capturas de la aplicación durante la tarea NFT1. La parte superior muestra la ventana y la puerta antes de comenzar el ejercicio. La aplicación traduce las intenciones del usuario y muestra una realimentación abriendo la ventana o la puerta.

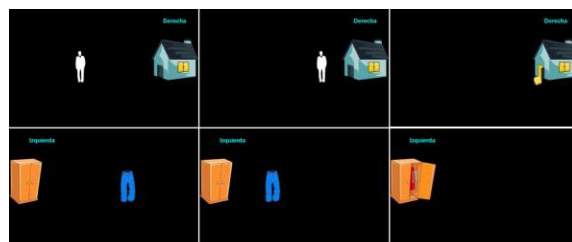
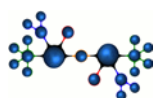


Figura 2: Capturas de la aplicación durante la tarea NFT2. La parte superior representa la realimentación cuando la tarea de imaginación motora corresponde a la mano derecha. En la parte inferior se muestra la realimentación correspondiente a la mano izquierda.

- NFT3. Esta tarea es una versión ligeramente modificada de la anterior. En esta ocasión aparecen dos objetivos uno a la izquierda y otro a la derecha de la pantalla. El usuario debe elegir mediante una relación lógica simple si



dirigir el cursor a la derecha o a la izquierda de la pantalla. Para ello, debe observar el objeto que representa el cursor y llevarlo al objetivo que esté relacionado con el mismo. Por ejemplo, llevar una camisa a un armario o un pescado a un frigorífico. En la Figura 3 se muestran capturas de esta tarea.

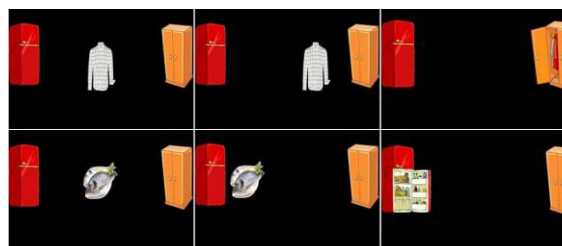


Figura 3: Capturas de la aplicación durante la tarea NFT3. La parte superior representa la realimentación cuando la tarea de imaginación motora corresponde a la mano derecha. En la parte inferior se muestra la realimentación correspondiente a la mano izquierda.

- NFT4. Esta tarea consiste en un cursor, representado por una persona, que se encuentra caminando por una carretera. El usuario debe esquivar los obstáculos (tractor, animal o roca) que van apareciendo por el camino mediante la ejecución de los ejercicios de imaginación motora que ha venido aprendiendo en anteriores tareas. La Figura 4 muestra capturas en tiempo de ejecución de la tarea.



Figura 4: Capturas de la aplicación durante la tarea NFT4. La parte superior representa la realimentación cuando la tarea de imaginación motora corresponde a la mano derecha. En la parte inferior se muestra la realimentación correspondiente a la mano izquierda.

- NFT5. Esta última tarea consiste en la combinación de ejercicios de memoria con tareas de imaginación motora. En primer lugar, aparecen dos figuras en la pantalla de los que el usuario debe memorizar su forma y color. A continuación, estas figuras desaparecen y aparecen otras dos junto con un cursor (representado con una pequeña pelota). De las dos nuevas figuras una apareció en primera instancia y otra no. El usuario debe identificar cuál es la figura repetida y dirigir el cursor hacia la misma como ha venido haciendo en anteriores tareas. La Figura 5 muestra capturas de este ejercicio.

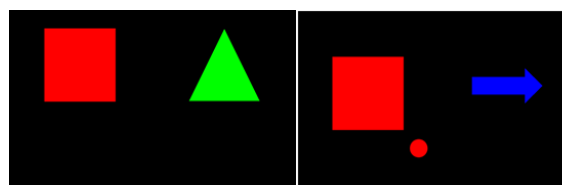


Figura 5: Capturas de la aplicación durante la tarea de NFT5. En la imagen de la izquierda aparecen dos figuras que el usuario debe memorizar. En la imagen de la derecha el usuario identifica la figura repetida y desplaza el cursor en dicha dirección.

En cada sesión, los participantes realizaron una combinación de las anteriores tareas de NFT de forma que la dificultad fuera creciente. La Figura 6 muestra un esquema indicando la distribución de las distintas tareas a lo largo de las sesiones, así como el número de intentos dedicado a cada una. Se aprecia cómo las tareas más simples (NFT1 y NFT2) desaparecen o se reduce el número de intentos a medida que se van realizando nuevas sesiones.

Para evaluar los posibles cambios cognitivos producidos por el NFT, todos los participantes realizaron el test de Luria-DNA [2] antes y después de completar el entrenamiento.

## 2.2 SUJETOS BAJO ESTUDIO

Un total de 40 sujetos participaron en el estudio. Todos eran mayores de 59 años, sanos, sin desórdenes neurocognitivos y BCI-naives (sin experiencia previa con sistemas BCI). El grupo de

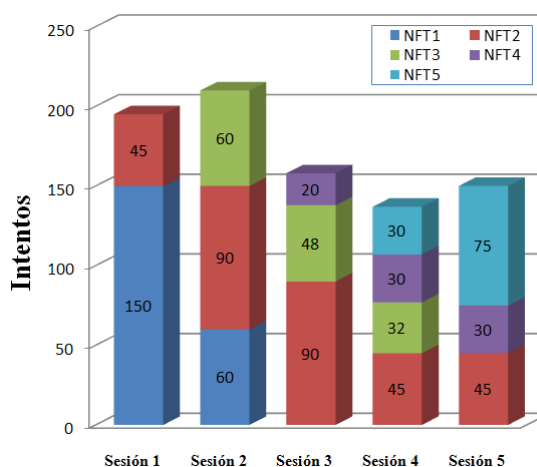
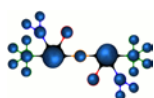


Figura 6: Esquema del diseño del programa de NFT.



entrenamiento, consistente en 20 sujetos (11 mujeres, 9 hombres; edad media =  $67.6 \pm 3.3$  años, rango 63–77 años) realizaron el NFT. El grupo de control, formado por los restantes 20 sujetos (13 mujeres, 7 hombres; edad media =  $69.5 \pm 5.5$  años, rango = 61–80 años) no lo realizaron. Se analizó la distribución de edades y sexo de ambos grupos con el fin de buscar posibles diferencias significativas entre ellos. Tras comprobar mediante el test de Kolmogorov–Smirnov que la distribución de edad y sexo de los sujetos bajo estudio no correspondían a una distribución normal, se utilizó el test no paramétrico de Mann–Whitney. Dado que los  $p$ -valores fueron superiores a 0.05, no se encontraron diferencias significativas en la distribución de edad o el sexo entre ambos grupos (experimental y control).

Tanto el grupo experimental como el de control estaban libres de efectos producidos por medicación. Todos ellos fueron informados y dieron su consentimiento para participar en el estudio, el cual fue aprobado por el comité ético local.

### 2.3 REGISTROS DE EEG

Los registros de EEG fueron adquiridos por medio de 8 electrodos activos (F3, F4, T7, C3, Cz, C4, T8 y Pz) localizados según el sistema internacional 10–20 [5]. Las señales fueron amplificadas mediante a un amplificador g.USBamp (Guger Technologies OG, Graz, Austria) y filtradas mediante un filtro hardware analógico paso banda entre 0.1 y 60 Hz. Además, se utilizó un filtro *notch* de eliminación de la frecuencia de red a 50 Hz. Finalmente, las señales fueron muestreadas y almacenadas con una frecuencia de muestreo de 256 Hz. Un electrodo adicional localizado en la oreja fue usado como referencia y el canal AFz como tierra. Las señales de EEG fueron almacenadas y procesadas en tiempo real mediante la herramienta de propósito general BCI2000 [9].

### 2.4 ANÁLISIS ESTADÍSTICO

Con el objetivo de evaluar los posibles cambios cognitivos producidos por el NFT realizado por medio de la aplicación propuesta, el test de Luria-DNA fue realizado por todos los sujetos (grupo experimental y de control) al comienzo (pre-test) y al final (post-test) del estudio. El test de Luria-DNA empleado se compone de 9 subtests divididos en 5 áreas neuropsicológicas: visoespacial (percepción visual y orientación espacial), lenguaje oral (comprensión y expresión oral), memoria (memoria inmediata y lógica), inteligencia (dibujos temáticos y actividad conceptual) y atención (control de atención). Las puntuaciones de cada subtest están

comprendidas entre 0 y 80, a excepción del subtest de control de atención cuyo valor máximo es 75 [2]. El análisis estadístico se realizó por medio del cálculo de estadísticos simples como son la media y la desviación típica de las puntuaciones de cada grupo (control y experimental). Además, el estudio se complementó con la realización de *boxplots* con el fin de facilitar la inspección visual de los resultados obtenidos.

Por último, se calculó la variación relativa ( $VR$ ) porcentual por medio de:

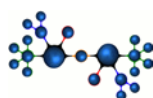
$$VR = \frac{|Puntuación_{POST} - Puntuación_{PRE}|}{Puntuación_{PRE}} \quad (1)$$

De esta manera las variaciones de las puntuaciones observadas son analizadas de forma más objetiva.

## 3 RESULTADOS

Por medio de la realización de los test de Luria-DNA se han obtenido distintas puntuaciones de las características neuropsicológicas de los grupos de control y experimental. Un análisis de la media de dichas puntuaciones indica que, en general, las puntuaciones del grupo de control apenas sufren modificación entre el pre-test y el post-test. Sin embargo, teniendo en cuenta la variación de las medias entre el pre-test y el post-test del grupo experimental, se observa cómo las puntuaciones se han visto incrementadas. En concreto, en las características de percepción visual y memoria inmediata, dichas variaciones fueron las más elevadas en media, siendo de 17.25 y 18.75 puntos, respectivamente. Los incrementos mencionados suponen una  $VR$  porcentual del 39.65% para la característica de percepción visual y del 42.37% para la característica de memoria inmediata. Por otra parte, la característica de control de atención es con diferencia, la que menos se ve incrementada, siendo su aumento relativo de tan solo 0.01%.

Para facilitar el análisis descriptivo de los resultados se ha hecho uso de los *boxplots* mostrados en la Figura 7. Gracias a ellos se aprecia con mayor facilidad la distribución de las puntuaciones de los test de Luria-DNA. Dicha figura muestra cómo las distribuciones de las puntuaciones en el pre-test y el post-test del grupo de control se encuentran en todos los casos prácticamente solapadas, mientras que las puntuaciones del grupo experimental se ven incrementadas para todas las características estudiadas salvo para la de control de atención.



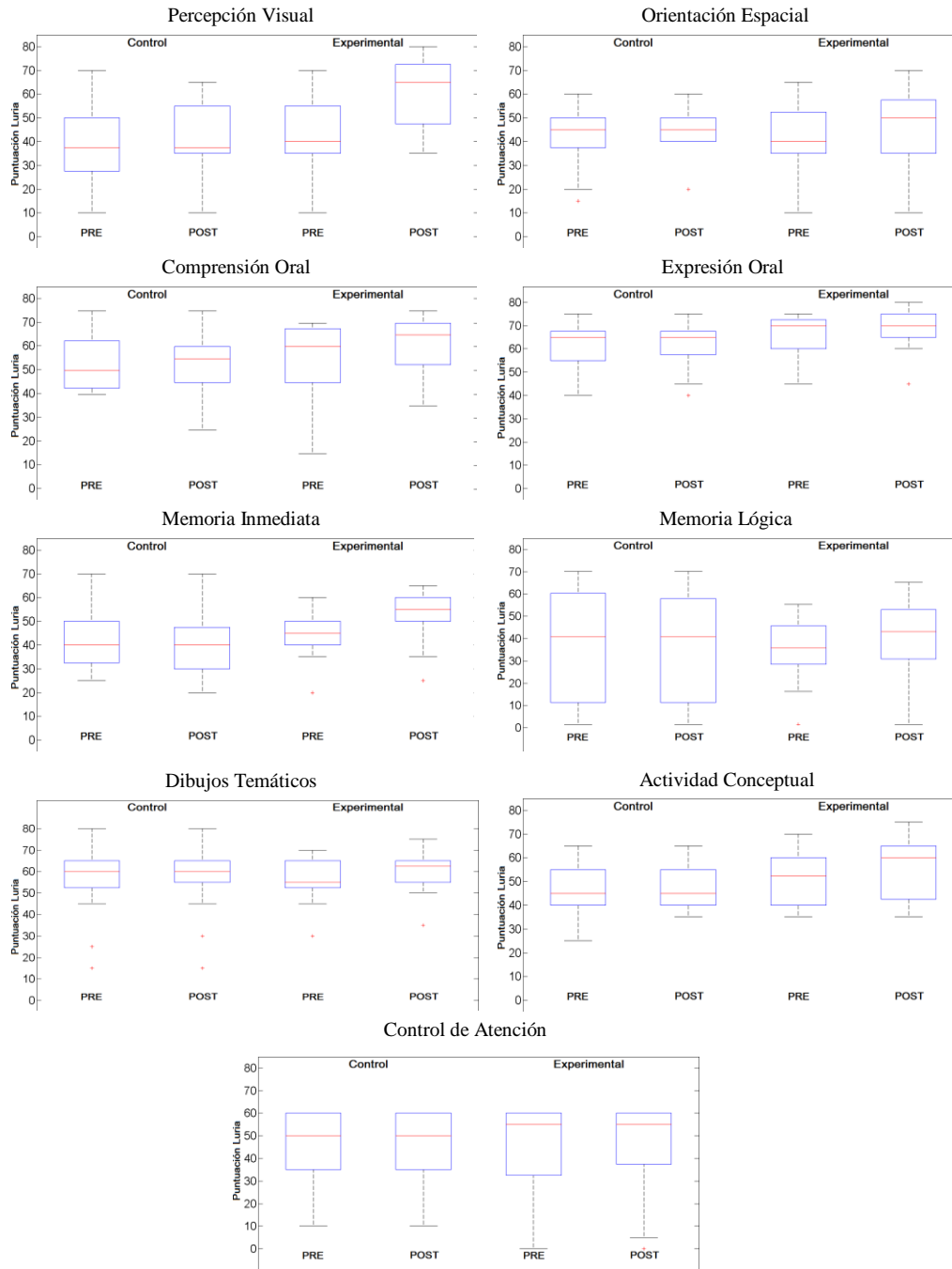
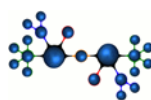


Figura 7: *Boxplots* de las puntuaciones de los test de Luria-DNA de cada característica neuropsicológica evaluada en los grupos de control y experimental en el pre-test y el post-test.



## 4 DISCUSIÓN

Teniendo en cuenta nuestra hipótesis inicial, parece claro que la realización de ejercicios de NFT ha supuesto un cambio en las puntuaciones de los test neuropsicológicos de los sujetos de realizaron este entrenamiento. También queda demostrado que el NFT no repercute por igual en todas las características cognitivas, siendo la percepción visual y la memoria inmediata las que consiguen un mayor incremento. En otras características, como control de atención, dicha variación es mínima o inexistente.

Por otra parte, el grupo de control no ha sufrido variaciones en las puntuaciones de los test. Esto era algo esperable ya que la diferencia temporal entre la realización de los pre-test y de los post-test fue de aproximadamente dos meses. Este intervalo temporal no es suficiente para que el deterioro cognitivo asociado al envejecimiento sea apreciable.

Estos resultados sugieren que el NFT produce cambios en ciertas áreas neuropsicológicas, lo cual podría ser de utilidad para prevenir los efectos asociados al envejecimiento. Sin embargo, la influencia precisa del NFT en la plasticidad neuronal aún no está completamente explicada. Algunos estudios [7, 13] sugieren que la ausencia de cambios en la amplitud y distribución de potencia del EEG medidos antes y después de la realización del NFT implica que no se han producido cambios en la dinámica neurocortical. Por tanto, este trabajo abre la posibilidad de futuros estudios en los que analizar en profundidad los posibles cambios en el EEG.

Existen limitaciones en este estudio que se han de remarcar. En primer lugar, sería conveniente aumentar la población bajo estudio, tanto del grupo de control como del experimental, con el objetivo de comprobar si la tendencia de las puntuaciones de los test de Luria-DNA se mantiene con una muestra mayor. Además, debido a las mejoras cognitivas encontradas, este estudio sugiere un análisis en profundidad para detectar cambios espectrales en el EEG por el hecho de realizar un programa de NFT.

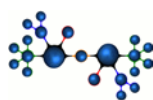
En resumen, este estudio ha presentado resultados prometedores sobre el uso del NFT, ya que ha quedado demostrado que su realización durante varias sesiones afecta a ciertas áreas neuropsicológicas. En total, 9 áreas neuropsicológicas fueron evaluados mediante la utilización del test de Luria-DNA comprobando como varias de las puntuaciones de dicho test se veían incrementadas al realizar el NFT.

## Agradecimientos

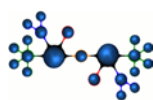
Este estudio ha sido financiada parcialmente por el Proyecto Cero 2011 de la Fundación General del CSIC, Obra Social La Caixa y CSIC y el proyecto TEC2011-22987 del Ministerio de Economía y Competitividad y FEDER.

## Referencias

- [1] Burke S.N. and Barmes C.A., (2006) "Neural plasticity in the ageing brain", *Nature Reviews Neuroscience*, vol. 7(1), pp. 30–40.
- [2] Christensen A.L., (1979) *Luria's Neuropsychological Investigation*. Copenhagen: Munksgaard.
- [3] Daly J.J. and Wolpaw J.R., (2008) "Brain-computer interfaces in neurological rehabilitation", *The Lancet Neurology*, vol. 7(11), pp.1032–1043.
- [4] Egner T., Zech T.F., and Gruzeliel J.H., (2004) "The effect of neurofeedback training on the spectral topography of the electroencephalogram", *Clin. Neurophysiol.*, vol, 115, pp. 2452–2460.
- [5] Jasper H.H., (1958) "The ten twenty Electrode system of the International Federation", *Electroenceph. and Clin. Neurophysiol.*, vol. 10, pp. 371–375.
- [6] Kubler A., Nijboer F., Mellinger J., Vaughan T., Pawelzik H., Schalk G., McFarland D., Birbaumer N., and Wolpaw J., (2005) "Patients with ALS can use Sensorimotor Rhythms to Operate a Brain-Computer Interface," *Neurology*, vol. 64, pp. 1775–1777.
- [7] Lubar F.J., (1997) "Neocortical dynamics: implications for understanding the role of neurofeedback and related techniques for the enhancement of attention", *Appl. Psychophysiol. Biofeedback*, vol. 22, pp. 111–126.
- [8] Neuper C., Scherer R., Wriessnegger S., and Pfurtscheller G., (2009) "Motor imagery and action observation: Modulation of sensorimotor brain rhythms during mental control of a brain-computer interface", *Clin. Neurophysiol.*, vol. 120, pp. 239–247.
- [9] 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. on Biomed. Engin.*, vol. 51(6), pp. 1034–1043.



- [10] Vernon D., (2005) “Can neurofeedback training enhance performance? An evaluation of the evidence with application for future research”, *Appl. Psychophysiol. Biofeedback*, vol. 30, pp. 347–364.
- [11] 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. Rehab. Eng.*, vol. 8, pp. 164–173.
- [12] Wolpaw J.R., Birbaumer N., McFarlay D.J., Pfurtscheller G., and Vaughan T.M., (2002) “Brain-computer interfaces for communication and control”, *Clin. Neurophysiol.*, vol. 113, pp. 767–791.
- [13] Zoefel B., and Huster R., Herrmann C.S., (2011) “Neurofeedback training of the upper alpha frequency band in EEG improves cognitive performance”, *NeuroImage*, vol. 54, pp. 1427–1431.







# **ESTUDIO PILOTO SOBRE REALIDAD VIRTUAL E INTERFAZ CEREBRO-ORDENADOR: SU INFLUENCIA EN EL DOLOR NEUROPÁTICO Y EN LOS RITMOS SENSORIMOTORES**

Fernando Trincado-Alonso

Unidad de Biomecánica y Ayudas Técnicas. Hospital Nacional de Paraplégicos de Toledo. Servicio de Salud de Castilla-la Mancha (SESCAM), ftrincado@sescam.jccm.es

Sira Palazuelos-Cagigas

Departamento de Electrónica. Universidad de Alcalá, sira@depeca.uah.es

Angel M. Gil-Agudo

Unidad de Biomecánica y Ayudas Técnicas. Hospital Nacional de Paraplégicos de Toledo. Servicio de Salud de Castilla-la Mancha (SESCAM), amgila@sescam.jccm.es

## **Resumen**

En este trabajo se presenta el diseño de un sistema que fusiona un interfaz cerebro ordenador (en adelante BCI por sus siglas en inglés, Brain Computer Interface) y un entorno de realidad virtual con el objetivo de estudiar si el entrenamiento de imaginación y visualización motora llevado a cabo con este sistema puede influir de manera positiva en la recuperación de los ritmos sensorimotores de pacientes con lesión medular, y en el dolor neuropático de los mismos

Palabras Clave: BCI, realidad virtual, lesión medular, ritmos sensorimotores, dolor neuropático

## **1 INTRODUCCIÓN**

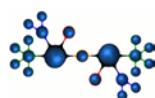
Las personas que sufren una lesión medular ven interrumpida la comunicación directa entre el cerebro y el resto del cuerpo. Como consecuencia, las diferentes áreas corticales implicadas en el control motor sufren una degeneración progresiva debida a la falta de uso.

Otra de las complicaciones asociadas a la lesión medular es la aparición de dolor neuropático, bastante común ya que aproximadamente un tercio de los lesionados medulares lo sufren en algún momento de sus vidas [4]. Existen algunos estudios previos en los que se han observado mejoras en pacientes que han realizado una terapia de observación motora, combinada con imaginación de movimiento [10][8]. En estos estudios, la imaginación y la observación de movimiento se realizan de manera sincronizada, es

decir, se le pide al paciente que imagine el movimiento de sus extremidades al mismo tiempo que observa en una pantalla una representación de las mismas. Sin embargo, no se registraba la actividad cerebral de los pacientes, por lo que no existe forma de saber si el paciente está realizando una imaginación de movimiento de manera activa y siempre de la misma manera o simplemente está observando el movimiento. Con la ayuda de la tecnología BCI, podemos sincronizar en tiempo real la imaginación y la observación del movimiento, ya que ésta será controlada directamente con la actividad electroencefalográfica (EEG) del paciente. Nuestra hipótesis es que este sistema puede permitir desarrollar terapias contra el dolor neuropático más efectivas.

En este trabajo, se investigará si la fusión de la realidad virtual (RV) y los interfaces cerebro-ordenador (en adelante, BCI por sus siglas en inglés, “Brain Computer Interface”) puede permitir a las personas con lesión medular entrenar las áreas corticales que ya no utilizan debido a su lesión, y se estudiará si este entrenamiento puede favorecer la recuperación de los ritmos sensorimotores perdidos y/o evitar que desaparezcan los existentes. Además, también se estudiará si se producen mejoras en el dolor neuropático de los pacientes que realicen esta terapia.

Para ello, se ha desarrollado un sistema BCI junto con realidad virtual, de tal manera que cuando el paciente realiza la imaginación de movimiento del brazo, aparece en pantalla un avatar que moverá su brazo, transmitiendo al paciente la ilusión de que está controlando un brazo virtual. En este estudio piloto se presentarán algunos resultados preliminares que nos indicarán si estas terapias pueden llegar a ser efectivas



## 2 MATERIAL Y MÉTODOS

### 2.1 BCI + REALIDAD VIRTUAL

#### 2.1.1 Movimiento del avatar

Se ha diseñado un interfaz virtual que permite generar la trayectoria deseada del brazo, y aplicar esta trayectoria cuando el paciente realice la imaginación de movimiento correctamente (Fig.1).

En esta fase será necesario estudiar, mediante trayectorias generadas artificialmente, qué movimientos del brazo del avatar se pueden asemejar más a los movimientos naturales de un brazo real, de manera que los sujetos puedan tener la sensación de estar controlando un brazo virtual de una manera lo más realista posible, de una manera análoga a como se lleva a cabo en la llamada terapia en espejo [6][3].

Habrà que tener en cuenta que, cuanto más compleja sea la trayectoria que generemos, mayor número de frames tendremos que transmitir al avatar, lo cual puede ralentizar la presentación visual y distorsionar la sensación de control en tiempo real. Por ello, habrá que alcanzar un compromiso entre trayectorias realistas y tiempo de presentación adecuado.

Además, la trayectoria generada por el avatar tiene que ir en concordancia con la tarea de imaginación de movimiento que se le va a solicitar al paciente. En principio, deberá tratarse de un movimiento de alcance y agarre.

Existen básicamente 2 modos de visualización en los sistemas de realidad virtual: en primera persona, donde el usuario visualiza el entorno desde su propia perspectiva; o bien en tercera persona, donde el usuario se visualiza a sí mismo como si se mirase al espejo. Nuestra hipótesis es que el modo en tercera persona nos permitirá generar trayectorias más realistas que el modo en primera persona. En este estudio, se comparará la activación de los ritmos sensorimotrices con ambos tipos de interfaz virtual, para comprobar esta hipótesis.

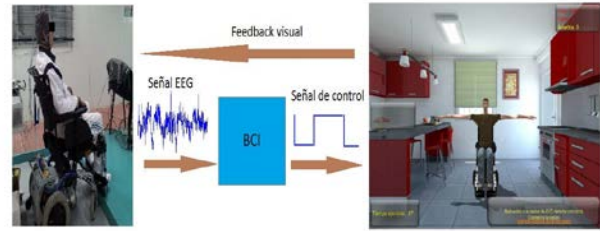


Figura 1: Esquema general del sistema

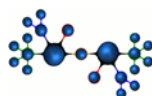
#### 2.1.2 Imaginación de movimiento en el lesionado medular

Aunque, como ya se ha comentado, se espera que la activación de la imaginación de movimiento active esencialmente las mismas áreas en sanos y en lesionados medulares [3][8], es necesario comprobar si esto es cierto en los registros de pacientes que tengamos disponibles, comparándolos con los registros de sanos, ya que, en estos estudios, la tarea consistía en imaginación motora del pie, pero no se ha realizado, hasta donde sabemos, un estudio exhaustivo con imaginación motora de los miembros superiores.

Será necesario también detectar cuáles son los pares de electrodos que presentan mayores diferencias en su activación entre la imaginación de movimiento del brazo derecho y la del brazo izquierdo. Para ello, se puede estudiar el empleo de técnicas como la usada en [7], donde utilizan el espectrograma de  $R^2$ , una medida estadística que cuantifica las correlaciones entre diferentes componentes temporales de la señal EEG para diferentes estados de imaginación (brazo derecho, brazo izquierdo y reposo). De esta forma, podremos obtener qué electrodos presentan una mayor correlación con respecto a un determinado estado de imaginación, y utilizar éstos para el clasificador de la BCI en modo "on-line".

### 2.2 MÉTRICAS DE NEUROPLASTICIDAD

Como se ha explicado en la introducción, existe un gran interés dentro de la comunidad científica en discernir cuáles de los cambios que se producen en la actividad cerebral durante el proceso de la rehabilitación están asociados a neuroplasticidad y cuáles no. Se han realizado muchas aproximaciones a este tema en diferentes estudios. Por ejemplo, en [13] se ha medido la eficiencia global de la red neuronal, calculada ésta a partir de la matriz de conectividad funcional, en sujetos que han realizado entrenamiento con una BCI, observándose



cambios en la eficiencia de las redes neuronales de dichos sujetos. En otro estudio, se ha estudiado la eficiencia global y local en las bandas beta y gamma, en sujetos que han sufrido ictus y en personas sanas [14], obteniéndose que los primeros presentan menor eficiencia que los segundos. Mientras tanto, en [1] se ha podido observar que tanto la eficiencia local como la global disminuyen con el proceso degenerativo asociado a la edad, puesto que en personas ancianas se han obtenido menores valores que en adultos jóvenes.

Otra estrategia utilizada para medir la plasticidad ha sido utilizar la coherencia espectral entre diferentes áreas del cerebro. Por ejemplo, en [9] han utilizado esta medida para comparar los cerebros de niños y de adultos, obteniendo que en los segundos se obtienen mayores valores que en los primeros para todas las bandas de frecuencia. En [11], argumentan que se obtienen mejores resultados utilizando la parte imaginaria de la coherencia espectral.

Existe una gran variedad de estudios en los que se trata de evaluar la neuroplasticidad mediante diferentes estrategias. La mayoría de ellos utilizan como fuente imágenes de fMRI, puesto que proporcionan mayor resolución espacial que el EEG. También hay estudios que utilizan EEG, pero es un campo mucho menos explotado. Es por ello que, en este trabajo, se pretende aportar conocimiento acerca de la validez de las señales EEG como método para medir la neuroplasticidad. En la figura 2 se puede ver un esquema básico del procesamiento que se realiza para medir la neuroplasticidad a partir de la conectividad cerebral.

Nuestra hipótesis es que el entrenamiento con este sistema puede favorecer una mejora en la conectividad cerebral de los pacientes entre el cortex visual y el cortex motor, llevando a una disminución en el dolor neuropático.

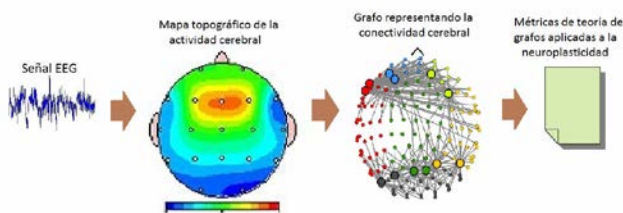
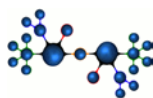


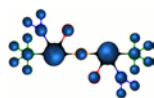
Figura 2: Esquema del procesamiento de la señal EEG realizado por el módulo de cálculo de métricas de neuroplasticidad (modificado parcialmente de [7,2])

## Referencias

- [1] Achard, S. & Bullmore, E., 2007. Efficiency and Cost of Economical Brain Functional Networks K. J. Friston, ed. PLoS Computational Biology, 3(2), p.10.
- [2] Buldú, J.M. et al., 2011. Reorganization of functional networks in mild cognitive impairment. PLoS one, 6(5), p.e19584.
- [3] Cramer, S.C. et al., 2005. Brain motor system function after chronic, complete spinal cord injury. BrainO: a journal of neurology, 128(Pt 12), pp.2941–50.
- [4] Gómez-Garrido, a. et al., 2010. Incidencia del dolor neuropático en el lesionado medular. Rehabilitación, 44(3), pp.199–204.
- [5] Kim, S.Y. & Kim, Y.Y., 2012. Mirror therapy for phantom limb pain. The Korean journal of pain, 25(4), pp.272–4.
- [6] Kouijzer, M.E.J. et al., 2011. Neurofeedback Treatment for Autism Spectrum Disorders – Scientific Foundations and Clinical Practice. In T. Williams, ed. Autism Spectrum Disorders - From Genes to Environment. InTech.
- [7] LaFleur, K. et al., 2013. Quadcopter control in three-dimensional space using a noninvasive motor imagery-based brain-computer interface. Journal of Neural Engineering, 10(4), p.046003.
- [8] Leeb, R. et al., 2007. Self-paced (asynchronous) BCI control of a wheelchair in virtual environments: a case study with a tetraplegic. Computational intelligence and neuroscience, 2007, p.79642.
- [9] Mercier, C. & Sirigu, A., 2009. Training with virtual visual feedback to alleviate phantom limb pain. Neurorehabilitation and neural repair, 23(6), pp.587–94.
- [10] Michels, L. et al., 2013. Developmental changes of functional and directed resting-state connectivities associated with neuronal oscillations in EEG. NeuroImage, 81, pp.231–242.
- [11] Moseley, G.L., 2007. Using visual illusion to reduce at-level neuropathic pain in paraplegia. Pain, 130(3), pp.294–8.



- [12] Nolte, G. et al., 2004. Identifying true brain interaction from EEG data using the imaginary part of coherency. *Clinical neurophysiology*: official journal of the International Federation of Clinical Neurophysiology, 115(10), pp.2292–307.
- [13] Pichiorri, F. et al., 2011. Sensorimotor rhythm- based brain-computer interface training: the impact on motor cortical responsiveness. *Journal of neural engineering*, 8(2), p.025020.
- [14] De Vico Fallani, F. et al., 2009. Evaluation of the brain network organization from EEG signals: a preliminary evidence in stroke patient. *Anatomical record (Hoboken, N.J.O: 2007)*, 292(12), pp.2023–31.



# **PLATAFORMA DE ALTAS PRESTACIONES PARA LA ADQUISICIÓN, EXTRACCIÓN Y PROCESAMIENTO INTELIGENTE DE SEÑALES EEG Y TELEMONITORIZACIÓN (PLAT-EEG)**

M. A. Lopez-Gordo  
Asociación Nicolo, Churriana de la Vega 18194, Granada.  
Departamento ISAEAR, Universidad de Cádiz  
Departamento TSTC, Universidad de Granada  
miguel.lopez@uca.es

M<sup>a</sup> Ángeles Martín Sánchez  
Asociación Nicolo, Churriana de la Vega 18194, Granada  
Unidad del Dolor y Cuidados Paliativos, Hospital Universitario Virgen de las Nieves, Granada  
m\_angelesmarsan@hotmail.com

E. M. de la Plaza Hernández  
Asociación Nicolo, Churriana de la Vega 18194, Granada  
evadelaplaza@nicolo.es

F. Pelayo Valle  
Departamento ATC, Universidad de Granada  
fpelayo@ugr.es

## **1 INTRODUCCIÓN**

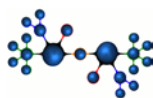
### **Resumen**

En ese proyecto se propone el diseño, desarrollo y puesta en marcha de una plataforma de altas prestaciones para la adquisición, extracción, procesamiento inteligente de señales EEG y telemonitorización en tiempo real (Plat-EEG). La plataforma constituirá un soporte común que permitirá ofrecer, mediante un sistema modular abierto de carga de aplicaciones y entornos, un conjunto de servicios del tipo BCI (Brain-Computer Interface), entre los que se encuentran: Servicio de monitorización remota de bioseñales, servicios de neurofeedback y biofeedback y servicio de extracción y clasificación de bioseñales. Entre los posibles usuarios finales a los que va dirigida la plataforma están: Personas que necesiten la monitorización continua de bioseñales, personas con una grave discapacidad de naturaleza motora, incapaces de ejercer movimiento muscular alguno, pacientes con trastornos del atención, usuarios de servicios de telerehabilitación, etc.

**Palabras Clave:** Tele-rehabilitación, Brain-computer Interfaces, Protocolos Telemáticos.

La plataforma Plat-EEG está pensada para resolver los problemas que impiden un grado de usabilidad satisfactorio para los colectivos a los que va dirigido. Para ello cuenta con las siguientes características:

- **Portabilidad:** Se pretende el diseño de una plataforma móvil, fácil y rápida de instalar y de entrenar, similar a un sistema “plug & play”.
- **Altas prestaciones:** Para la transmisión de información y datos provenientes de señales EEG, se pretende una tasa de transferencia de información de 2 bits por segundo.
- **Alta fiabilidad y seguridad:** Se fija como objetivo una tasa de acierto en la detección y clasificación superior al 95%.
- **Monitorización remota:** Para el servicio de monitorización remota de bioseñales se desarrollarán protocolos seguros que garanticen la confidencialidad e integridad de los datos transmitidos con el centro de monitorización, así como la comunicación bidireccional entre este último y el usuario de la plataforma.



- **Autonomía:** Se pretende un sistema que trabaje de forma desasistida, sin la intervención de ningún asistente, permitiendo maximizar el grado de autonomía y autosuficiencia del usuario así como reducir los costes derivados de la dependencia.
- **Compatibilidad:** La plataforma, modular y abierta, permitiendo así el desarrollo e incorporación de nuevos servicios y aplicaciones de forma sencilla.

## 2 OBJETIVOS

Los objetivos que se pretenden conseguir en este proyecto se agrupan en torno a 2 actividades: Una fundamentalmente de investigación (objetivo 2) y otra de I+D (objetivos 1 y 3).

### 2.1 OBJETIVO 1: OBTENCIÓN DE LA PLATAFORMA PLAT-EEG

Se pretende obtener una plataforma portátil, de tamaño reducido y bajo consumo para funciones de adquisición, tratamiento y monitorización remota de señales EEG, que sea lo suficientemente versátil para la implementación de un amplio abanico de aplicaciones y abierta a la incorporación de nuevas funcionalidades e interfaces. Se desea que sea lo más sencilla posible de instalar, mantener y de entrenar, proporcionando así una solución empotrada reconfigurable para distintas aplicaciones incluso en entornos no controlados (fuera de hospitales y laboratorios).

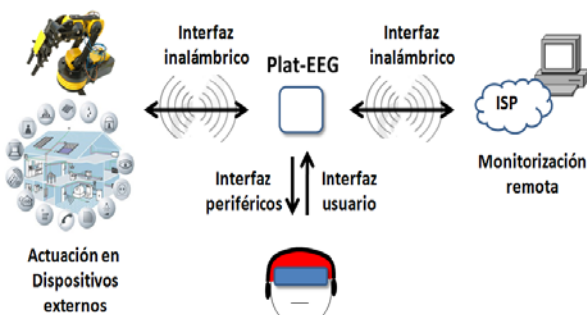


Figura 1: Funcionalidad e-interfaces de Plat-EEG

La Fig. 1 muestra esquemáticamente las características funcionales mínimas deseadas para Plat-EEG, así como los elementos básicos de interfaz externa que debe permitir incorporar la plataforma:

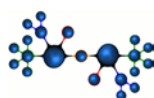
entornos gráficos y virtuales, interconectados con la plataforma mediante medios inalámbricos.

Las prestaciones ofrecidas por la plataforma permitirán ejecutar aplicaciones BCI con un rendimiento superior a las existentes en el momento, en términos de fiabilidad, ancho de banda y autonomía.

Además, la plataforma deberá ser lo suficientemente modular y robusta como para permitir la ejecución de diversos tipos de aplicaciones, no sólo de BCI, sino de paradigmas relacionados con la presentación de estímulos, medidas, toma de decisiones y acciones en tiempo real, como por ejemplo en el tratamiento del autismo con QEEG y neurofeedback. Los servicios de alto nivel ofrecidos estarán relacionados con el tipo de aplicaciones para la que está destinada la plataforma.

#### 2.1.1 Prestaciones

- **Alto ancho de banda:** Se pretende una tasa de transferencia de información de 2 bits por segundo, suficiente para escribir un mensaje de texto a razón de 1 carácter cada 2 segundos aproximadamente.
- **Alta fiabilidad:** Se fija como objetivo una tasa de acierto en la toma de decisiones superior al 95%.
- **Autonomía:** Se pretende un sistema que trabaje de forma desasistida, permitiendo maximizar el grado de autonomía y autosuficiencia del usuario así como reducir los costes derivados de la dependencia.
- **Portabilidad:** Las dimensiones físicas y peso permitirán que la plataforma sea portátil y “vestible”.
- **Interfaces:** Dado que se espera que la plataforma pueda ser usada libremente por el sujeto, los protocolos usados en los interfaces (Figura 16, en capítulo 3) deben ser robustos frente a interferencias electromagnéticas y diseñados de tal forma que no supongan restricción alguna para las especificaciones de la plataforma.
- **Dimensiones y consumo:** El consumo energético debe permitir que la alimentación sea mediante baterías, con varias horas de autonomía.



### 2.1.2 Servicios ofrecidos

- Servicio de transmisión telemática de bioseñales: Este servicio consiste en la transmisión “raw” de los registros realizados por la Plat-EEG, posibilitando así la monitorización automática del estado del paciente mediante el análisis remoto de las bioseñales enviadas.
- Servicios de neurofeedback y biofeedback: Este servicio consiste en la extracción de ciertas componentes de interés de la señales cerebrales (neurofeedback) u otras (biofeedback) para presentarlas en tiempo real al usuario. Dependiendo de la aplicación se podrá configurar qué bioseñales o características de ellas serán extraídas y presentadas. La presentación podrá ser bien visual o auditiva, usando para ello los periféricos adecuados (monitores, gafas de realidad virtual, auriculares, etc).
- Servicio de estimulación: Permitirá la estimulación visual o auditiva del paciente. Este servicio es necesario en aplicaciones de tipo BCI exógenos, en donde la actividad cerebral, evocada por estímulos externos, es modulada por alguna tarea cognitiva realizada por el usuario. La diferencia con el servicio anterior estriba en que la misión de éste es producir una determinada actividad cerebral mientras que la del anterior es mostrar al usuario la actividad cerebral evocada.
- Servicio de extracción y clasificación de bioseñales: Algunas aplicaciones pueden necesitar que el propio sistema procese algunos de los registros y actúe en tiempo real (con resolución de milisegundos). Para ello es necesario un servicio en el que se pueda definir la bioseñal y características de interés así como el modo de clasificación que será aplicado. Este servicio puede ser de interés en aplicaciones con restricciones en el tiempo de respuesta del sistema o cuando el envío de la señal “raw” para su clasificación remota no pueda realizarse.

## 2.2 OBJETIVO 2: DESARROLLO DE ALGORITMOS ROBUSTOS PARA ENTORNOS NO CONTROLADOS

Se espera que Plat-EEG pueda usarse en entornos no controlados. Más allá de laboratorios u hospitales, el registro de bioseñales puede presentar una serie de problemas que deben quedar resueltos para un registro y/o procesamiento adecuado de los patrones EEG, y en consecuencia de los resultados de su interpretación; desde problemas de compatibilidad electromagnética hasta artefactos EEG producidos por movimientos musculares, por estimulaciones no deseadas que enmascaren la señal de interés, o incluso por procesos cognitivos endógenos.

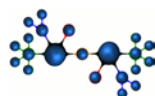
Se estudiarán y validarán nuevos algoritmos centrados principalmente en los siguientes aspectos:

- Eliminación de artefactos EEG de naturaleza muscular:

Artefactos son potenciales no deseados que contaminan las señales cerebrales y pueden deberse a respuestas internas (movimientos musculares, ritmo cardiaco, etc.) o a fuentes externas (acoplamiento con red eléctrica, cambios en las impedancias de los electrodos, etc). De ellas los artefactos producidos por acciones musculares se identifican por unas grandes amplitudes, picos en el EEG correlacionados en el tiempo con la realización del movimiento. Al ser de amplitud muy grande se puede llegar a sobrepasar el rango dinámico de la pareja amplificador y conversor analógico digital, produciéndose un efecto no lineal que invalida el registro completamente.

Existen tres posibles acciones ante los artefactos: Evitar que aparezcan, rechazar el registro una vez se han producidos o por último filtrarlos. De las tres acciones la primera no se puede controlar a priori, la segunda equivale a eliminar el registro y la tercera y más interesante consiste en aplicar técnicas inteligente de filtrado y separación de señales para su eliminación. Al eliminar el artefacto no se pierde el resto de información que se produce simultáneamente, quedando a disposición de la plataforma para su clasificación. Algunas técnicas usadas con éxito en la literatura son: Filtrado lineal [1], Regresión lineal [2], separación ciega de señales ICA [3], [4], análisis de componentes principales [5], wavelet [6], filtros adaptados [7] o análisis de dipolos [8].

En definitiva se pretende el estudio y aplicación de nuevos métodos o combinación de los existentes capaces de eliminar artefactos EEG de tipo muscular en entornos agresivos como puede ser durante el



desempeño de actividades cotidianas por parte de un usuario.

- Eliminación de potenciales evocados EEG producidos por estímulos externos no deseados:

Algunos BCI necesitan forzosamente estimulación externa para su funcionamiento, estos son los llamados BCI exógenos. Ejemplos de ellos son los que utilizan bien estimulación visual para la evocación de P300 [9], [10], PEAAE [11], [12] o bien auditiva [13],[14]. En cualquier caso estos BCI necesitan unas condiciones lumínicas y sonoras que no permiten su uso fuera de una cámara aislada. Dado que se espera el uso de la Plat-EEG en cualquier entorno, la investigación de este aspecto es muy importante para el proyecto.

Existen diversas estrategias que pueden ser empleadas para la eliminación de artefactos producidos por estímulos externos no deseados. Una estrategia consiste en el uso de filtros adaptados para el reconocimiento de actividad cerebral generada por determinados estímulos. Esta técnica tiene el inconveniente de la necesidad de calibrar los filtros y de actualizarlos en el tiempo debido a la componente plástica del cerebro y a los fenómenos de adecuación que puede ocurrir ante la estimulación repetitiva del mismo estímulo. Otra estrategia consiste en el uso de periféricos externos que de forma síncrona con el registro EEG puedan aportar información del momento exacto en el que la estimulación no deseada se produce y así poder filtrarla de forma más eficaz. Otra posibilidad consiste en introducir información de procesos cognitivos pre y post atentos que se producen ante estimulaciones objeto de atención en contraste con estimulaciones indeseadas no atendidas, que pueden considerarse como distractoras en el caso de que se presenten de forma repetitiva. También el uso de ICA puede ayudar a separar la respuesta ante un flujo de estímulos objetivo de aquellos aleatorios que se producen esporádicamente sin ningún flujo aparente.

Dado que la experimentación con EEG se produce comúnmente en entornos controlados y aislados de perturbaciones externas, no existe una tradición investigadora dedicada al estudio de la eliminación de artefactos debidos a estímulos externos no deseados, siendo por tanto un terreno del máximo interés como investigadores y de necesidad para el correcto funcionamiento de la Plat-EEG.

- Eliminación de señales EEG producidas por procesos cognitivos endógenos:

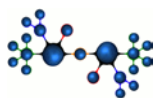
La problemática descrita en el apartado anterior para la eliminación de artefactos por estímulos externos existe igualmente cuando el artefacto está producido por procesos cognitivos, como pueden ser los recuerdos espontáneos, las pérdidas o desvíos de la atención, etc. El objetivo de este apartado sería el estudio de paradigmas capaces de producir actividad cerebral en donde estos artefactos sean distinguibles y de algoritmos inteligentes capaces de filtrarlos convenientemente.

### **2.3 OBJETIVO 3: APLICACIÓN DE NEUROFEEDBACK COMO APOYO AL TRATAMIENTO DE AUTISMO**

Este objetivo comprende el desarrollo de una aplicación, que haciendo uso de técnicas de Neurofeedback, constituya una herramienta de utilidad para los profesionales que tratan este tipo de patología (usualmente logopedas y psicólogos especializados).

Los síntomas del espectro autista, tales como la preferencia por objetos inanimados, el desinterés por las caras humanas y esa falta de empatía social al percibir una emoción ajena, son evidentes ya durante los primeros años de vida. Algunos estudios han demostrado la existencia de un notable déficit en el reconocimiento de emociones faciales, en personas con diagnóstico de autismo [15], [16]. Estos rasgos pueden ser estudiados mediante EEG durante la visualización de imágenes. Las imágenes pueden tener un contenido emocional o neutro. La hipótesis de partida es que la respuesta del niño con autismo a los estímulos con carga emocional va a ser distintas de la respuesta de los menores neurotípicos. Igualmente se espera que la respuesta de la persona con autismo sea similar independientemente de la cualidad del estímulo presentado (emocional/neutro). Con todos estos datos se pueden establecer las bases para el empleo de esta tecnología para la aproximación diagnóstica, detectando estados de afectividad en los niños autistas, mediante análisis del EEG, al objeto de adaptar y mejorar la efectividad de los programas de entrenamiento.

Para la validación de la integración de entornos virtuales se desarrollará una aplicación para menores





con trastornos del espectro autista. Se pretende emplear la plataforma para el entrenamiento de los menores en contacto ocular funcional y en atención conjunta. Resulta además interesante el aprovechamiento del factor motivacional, puesto que se observa, en términos generales, que las personas con este cuadro muestran un especial interés por las nuevas tecnologías.

Dados los índices de saturación y demanda de profesionales en este sector que actualmente existe en nuestro sistema sanitario, una herramienta de este tipo, ejecutada en modo mínimamente asistido, podría liberar a los profesionales implicados, pudiendo dedicar así su tiempo a más menores.

### 3 CONCLUSIONES

Los objetivos planteados en este proyecto persiguen disponer de un sistema muticanal, abierto, portable, fiable, robusto, en tiempo real con un gran ancho de banda para la comunicación basado solamente en información extraída directamente de nuestra actividad cerebral. Un sistema de estas características permitiría la ejecución de muy diversas aplicaciones orientadas tanto a personas con discapacidad como al público en general.

Hasta el momento las neuro-plataformas son costosas, difíciles de instalar, entrenar y mantener, adecuadas para un laboratorio o en ambientes hospitalarios en donde el paciente es atendido por sus cuidadores. También existen aquellas de características opuestas, pero con un número muy reducido de canales o de código cerrado, que impiden de forma libre el desarrollo de aplicaciones nuevas o la configuración a nivel físico. Las tasas de transferencia de información son muy bajas (menos de 1 palabra por minuto), por lo que en algunos casos son apenas útiles ni siquiera para los pacientes o personas con discapacidad a los que va dirigido.

Merece la pena invertir en una plataforma centrada en la optimización de las prestaciones (tasa de acierto, ancho de banda, fiabilidad), ya que éstas permitirían no solo una mejor calidad de vida para el colectivo para el que inicialmente va dirigido, sino ampliar su uso a otros colectivos, socializando las ventajas que este tipo de sistema conlleva. Entre los colectivos de personas y aplicaciones beneficiados con el uso de un sistema de estas características estarían personas mayores (AAL), personas con algún tipo de discapacidad cognitiva leve (autismo),

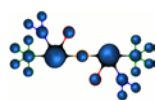
terapias para mejorar la respuesta ante situaciones de estrés, fobias, situaciones límite (mediante entornos virtuales y neurofeedback), entretenimiento en general (introduciendo el propio estado emocional o afectivo del jugador en los avatares que controla), alertas sobre grado de cansancio, concentración (para trabajadores en entornos críticos, controladores aéreos, conductores de transporte público o privado, vigilantes), etc.

### Agradecimientos

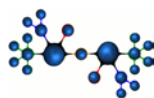
Este trabajo ha sido realizado contando con la colaboración de la Asociación Nicolo para la I+D+i en Neurotecnologías aplicadas a la discapacidad, el proyecto de investigación de excelencia de la Junta de Andalucía P11-TIC-7983 y el proyecto nacional de investigación TIN2012-32030, co-financiado por los "European Regional Development Fund" (ERDF).

### Referencias

- [1] de Beer NA, van de Velde M, Cluitmans PJ. Clinical evaluation of a method for automatic detection and removal of artifacts in auditory evoked potential monitoring. *J Clin Monit* 1995;11:381-91.
- [2] Bayliss JD, Ballard DH. Single Trial P300 recognition in a virtual environment. In: Proc. CIMA'99 (soft computing in biomedicine);1999.
- [3] Jung TP, Makeig S, Westerfield M, Townsend J, Courchesne E, Sejnowski TJ. Removal of eye activity artifacts from visual event-related potentials in normal and clinical subjects. *Clin Neurophysiol* 2000;111:1745-58.
- [4] Vigario R, Sarela J, Jousmiki V, Hamalainen M, Oja E. Independent component approach to the analysis of EEG and MEG recordings. *IEEE Trans Biomed Eng* 2000;47:589-93.
- [5] Lins OG, Picton TW, Berg P, Scherg M. Ocular artifacts in recording EEGs and event-related potentials. II: source dipoles and source components. *Brain Topogr* 1993b;6:65-78.
- [6] Zikov T, Bibian S, Dumont GA, Huzmezan M, Ries CR. A wavelet based de-noising technique for ocular artifact correction of the electroencephalogram. In: Proc. of the second joint IEEE EMBS/BMES conference, vol. 1; 2002. p. 98-105.



- [7] He P, Wilson G, Russell C. Removal of ocular artifacts from electroencephalogram by adaptive filtering. *Med Biol Eng Comput* 2004;42:407–12
- [8] Berg P, Scherg M. A multiple source approach to the correction of eye artifacts. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol* 1994;90:229–41
- [9] J. D. Bayliss, “A Flexible Brain-Computer Interface”, University of Rochester, Rochester, New York, 2001. Tesis doctoral.
- [10] D. V. Karlovskii<sup>1</sup>, V. A. Konyshov<sup>2</sup>, and S. V. Selishchev<sup>1</sup>. A P300-Based Brain-Computer Interface. *Biomedical Engineering*, Vol. 41, No. 1, 2007, pp. 29\_33. Translated from *Meditinskaya Tekhnika*, Vol. 41, No. 1, 2007, pp. 28\_32.
- [11] R. Gernot, Müller-Putz and Gert Pfurtscheller, “Control of an Electrical Prosthesis With an SSVEP-Based BCI”, *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 55, no. 1, pp. 361-364, Jan. 2008.
- [12] Lopez, M.A., Pelayo, F., Madrid, E. & Prieto, A. 2009, "Statistical characterization of steady-state visual evoked potentials and their use in brain-computer interfaces", *Neural Processing Letters*, vol. 29, no. 3, pp. 179-187.
- [13] F. Nijboer, A. Furdea, I. Gunst, J. Mellinger, D. J. MacFarland, N. Birbaumer and A. Kübler, “An auditory Brain-Computer Interface (BCI)”, *Journal of Neuroscience Methods*, vol. 167, no.1, pp. 43-50, 2008.
- [14] Lopez-Gordo, M.A. & Pelayo, F. 2013, "A binary phase-shift keying receiver for the detection of attention to human speech", *International journal of neural systems*, vol. 23, no. 4.
- [15] Dawson, G., Carver, L. J., Meltzoff, A. N., Panagiotides, H., McPartland, J., Webb, S. J. (2002). Neural correlates of face and object recognition in young children with autism spectrum disorder, developmental delay, and typical development. *Child Development*, 73:700-717
- [16] Klin, A., Sparrow, S. S., de Bildt, A., Cicchetti, D. V., Cohén, D. J., & Volkmar, F. R. (1999). A normed study of face recognition in autism and related disorders. *Journal of Autism and Developmental Disorders*, 29, 497-506.



# CONTROL DE UNA SILLA DE RUEDAS A TRAVÉS DE UN SISTEMA BCI BASADO EN LA DISCRIMINACIÓN DE DOS TAREAS MENTALES

Ricardo Ron-Angevin

Dpto. Tecnología Electrónica, ETSI Telecomunicación, Universidad de Málaga, rra@dte.uma.es

Francisco Velasco-Álvarez, Sergio Varona-Moya, Francisco Javier Vizcaíno-Martín, Antonio Díaz-Estrella Dpto. Tecnología Electrónica, ETSI Telecomunicación, Universidad de Málaga  
fvelasco@dte.uma.es, {sergio.varona, fjvizcaino, adiaz}@uma.es

## Resumen

En este trabajo se presenta una propuesta de control de una silla de ruedas a través de una interfaz cerebro-computadora mediante la discriminación de sólo dos tareas mentales. Con el paradigma de control propuesto se pretende minimizar los porcentajes de error en la clasificación de estados mentales, proporcionando a su vez un conjunto suficiente de comandos que permita dirigir la silla de ruedas en todas direcciones (avanzar, retroceder, girar a la derecha, girar a la izquierda y parar).

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

## 1 INTRODUCCIÓN

Existen numerosos trastornos neurológicos que tienen como consecuencia importantes deficiencias en las funciones motoras de aquellas personas que sufren estas enfermedades. Personas afectadas de esclerosis lateral amiotrófica, distrofia muscular, parálisis cerebral, lesiones agudas en la médula espinal y otras numerosas enfermedades neurológicas pueden presentar grandes discapacidades. En algunos casos, las deficiencias motoras pueden llegar a ser realmente severas, hasta el extremo de producir la pérdida total del control de los músculos responsables de los movimientos voluntarios del cuerpo, incluido los movimientos de los ojos y de la propia respiración. Personas que sufren de tales deficiencias pierden cualquier opción de comunicación con el exterior, siendo la única alternativa posible para ello, la de dotar al cerebro de un nuevo canal no muscular que permita a dichas personas enviar mensajes y órdenes al mundo exterior [26]. El sistema que permite esto último es lo que se conoce como interfaz cerebro-computadora o sistema BCI (Brain-Computer Interface), y es un

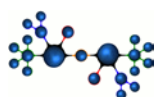
sistema que hace uso de la actividad eléctrica del cerebro para controlar un componente externo.

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. Esta posibilidad se comenzó a plantear hace muy pocos años y de manera muy progresiva.

En efecto, los primeros trabajos que abordan este objetivo hacen uso de técnicas basadas en realidad virtual para navegar a través de distintos entornos virtuales (EV). En algunas de estas aplicaciones, se hace uso de potenciales evocados para controlar el sistema, como los potenciales visuales estables (Steady-State Visual Evoked Potencial, SSVEP) [9] o el potencial P300 [2]. 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.

Los sistemas basados en la discriminación de tareas mentales hacen uso de las componentes frecuenciales de la señal EEG, las cuales pueden ser controladas a voluntad por el propio sujeto cuando éste lleva a cabo unas determinadas tareas mentales. Estos sistemas, aunque sí necesitan que los sujetos lleven a cabo un entrenamiento, son sistemas que se adaptan mejor a un modelo de control, puesto que es el propio sujeto entrenado el que ejerce el control sobre el propio entorno. Unas de estas componentes frecuenciales corresponden a los ritmos  $\mu$  (8-12 Hz) y  $\beta$  (18-26 Hz) [27], cuyas amplitudes pueden ser modificadas de manera voluntaria al llevar a cabo determinadas tareas mentales, como por ejemplo pensar en ejecutar un movimiento de alguna de las extremidades del cuerpo (Imagen Motora, IM) [7].

Estos sistemas tienen la ventaja de que es el sujeto el que determina cuándo ejecutar una acción. Muchas de las publicaciones existentes discriminan entre sólo dos tareas mentales, proporcionando únicamente dos comandos de navegación (avanzar/detenerse, girar a



la derecha/izquierda) para navegar por los diferentes EVs [17], [15], [4], [10], [11].

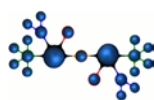
Recientemente ha sido publicado un artículo que realiza un estudio comparativo sobre distintos dispositivos móviles (especialmente robot y silla de ruedas) controlados por sistemas BCIs [3]. Muchos de los trabajos mencionados hacen referencia a sistemas que controlan robots dotados de alguna estrategia de navegación que lo convierten de algún modo en robots autónomos (seguir la pared, avanzar hasta el siguiente punto, rodear el obstáculo). Si bien es cierto que esto puede servir de ayuda, no son aplicaciones en las que el sujeto ejerza un control absoluto sobre el dispositivo, por lo que no permite evaluar de manera eficiente su capacidad de control. Otro elemento común de estos trabajos es que los distintos comandos de navegación se asocian al número de tareas mentales a discriminar. Así por ejemplo, en [20] se discriminan dos tareas mentales para ejecutar dos comandos de navegación diferentes (“girar a la izquierda y seguir adelante” o “girar a la derecha y seguir adelante”). En [6], [12], [13], [16], [5], el sujeto emplea tres tareas mentales diferentes para proporcionar tres comandos de navegación distintos (moverse a la derecha, a la izquierda y seguir adelante). De los últimos trabajos publicados que hagan uso de un mayor número de tareas mentales para proporcionar un mayor número de comandos de navegación, cabe citar el de Barbosa y colaboradores [1]. Dicho trabajo está basado en la discriminación de cuatro tareas mentales (imaginación de movimientos de los pies, dedo, brazo derecho y brazo izquierdo) para proporcionar cuatro comandos de navegación discretos: parar, avanzar, girar a derecha y girar a la izquierda.

En lo que respecta al control de una silla de ruedas a través de un sistema BCI, hay que mencionar que el número de aportaciones científicas es muy reducido, y más aún si nos centramos en el control basado en la discriminación de tareas mentales. Tanaka y colaboradores [20] desarrollaron la primera silla eléctrica controlada por señales EEG. De nuevo se hacía uso de una estrategia de navegación para facilitar el control de la silla de ruedas. El entorno de prueba se dividía en cuadrículas de 1 metro cuadrado y el sujeto decidía hacia qué cuadrado quería moverse imaginando movimientos del brazo izquierdo o derecho. En relación a estos sistemas, de los trabajos más recientes está el propuesto por Millán [14] en el que presentan un sistema BCI basado en la discriminación de tres tareas mentales para ejecutar los comandos “avanzar”, “derecha”, “izquierda” de una silla de ruedas. Algoritmos de navegación facilitan al sujeto la navegación de la silla de ruedas permitiéndole evitar unos obstáculos. El sujeto debe proporcionar continuamente el comando mientras se realiza el movimiento, lo que puede producir cansancio. Además, el sujeto debe

poseer un buen control de sus señales EEG para que el sistema no cometa errores.

Se puede resumir que la investigación llevada a cabo en relación al control de una silla de ruedas a través de la actividad cerebral es muy escasa. 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 empeora las prestaciones de un sistema BCI, siendo necesario discriminar sólo entre dos tareas mentales para minimizar los errores de clasificación [8], [15], con el consecuente problema de la reducción de los comandos de navegación. Surge la necesidad de investigar en paradigmas de navegación que ofrezcan varios comandos de navegación sin complicar el manejo del sistema, con el fin de que esté al alcance del mayor número de sujetos posible.

Con la finalidad de proporcionar diferentes comandos de navegación sin empeorar las prestaciones del sistema BCI, nuestro grupo de trabajo (UMA-BCI), y como uno de los objetivos del proyecto INCADI ([www.incadi.uma.es](http://www.incadi.uma.es)), 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 [18]. 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 [22], pasar de realizar movimientos discretos del dispositivo a movimientos continuos [23], o pasar de controlar el sistema a través de una interfaz auditiva en lugar de una visual [24]. 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) [25]. Nuestro siguiente objetivo será adaptar el sistema para controlar una silla de ruedas en un entorno real. Precisamente, en este trabajo se pretende hacer un breve resumen del sistema BCI usado hasta el momento, una descripción del paradigma de navegación propuesto que permite seleccionar varios comandos de navegación mediante la discriminación de sólo dos tareas mentales, así como una descripción del prototipo de la silla de ruedas que ha sido desarrollado y que muy en breve será objeto de



diferentes experimentos, siendo el objetivo estudiar la viabilidad del control de dicha silla de ruedas a través del sistema BCI propuesto.

## **2 MÉTODOLÓGÍA**

### **2.1 ADQUISICIÓN DE DATOS**

A lo largo de los diferentes experimentos se han usado diferentes configuraciones para el registro de las señales EEG. En una primera fase las señales EEG fueron registradas a través de dos canales bipolares. Los electrodos activos se colocaron 2.5 cm a la derecha y a la izquierda de las posiciones de referencia (del sistema internacional 10/20) C3 y C4, que corresponden, respectivamente, con las zonas sensomotoras de la mano derecha e izquierda. El electrodo de referencia se colocó en la posición FPz (en la frente). En una segunda fase, las señales EEG 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 dos tipos de amplificadores. En un caso se ha utilizado un amplificador de 16 canales (g.BSamp, de Guger Technologies) junto con una tarjeta de adquisición de datos de 12 bits de resolución (NI USB-6210, de National Instruments). Para esta configuración, las señales fueron digitalizadas a 128

Hz. En otro caso se ha hecho uso de un amplificador actiCHamp (Brain Vision LCC) y electrodos activos, habiendo usado como frecuencia de muestreo para esta opción, 200Hz.

### **2.2 ENTRENAMIENTO INICIAL**

En la mayoría de los experimentos llevados a cabo para probar las distintas aplicaciones (control silla de ruedas virtual, control robot virtual y control robot real), los sujetos han tenido que seguir un entrenamiento inicial que consistía básicamente en dos sesiones: una primera sin feedback y una segunda proporcionando un feedback continuo. Estas dos sesiones son usadas con el propósito de calibrar el sistema, y el entrenamiento seguido es el mismo que el propuesto en [19], que consiste en controlar el desplazamiento a izquierda o derecha de un coche virtual con el fin de esquivar unos charcos de agua. Dicho desplazamiento a derecha o izquierda se realiza a través de dos tareas mentales (por lo general, imaginación de movimientos de la mano derecha frente a estado de reposo).

### **2.3 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 [19].

La extracción de características consiste en estimar la

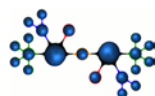
potencia media de la señal en tamaños de ventanas de medio segundo en una banda de frecuencia reactiva característica para cada sujeto e identificada manualmente al comparar los espectros de potencia de las trazas en 2 intervalos diferentes de 1 segundo: uno en el que el sujeto no está envuelto en ninguna 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. La clasificación consiste en una sencilla combinación lineal de estas potencias con los pesos del clasificador obtenidos en la primera sesión sin feedback. El resultado de esta combinación es traducido en el desplazamiento del coche en las sesiones con feedback de manera que, cuando el resultado de la clasificación corresponda a una clase “derecha”, el coche se desplazará hacia la derecha, y cuando corresponde a una clase “reposo”, éste se desplazará hacia la izquierda. Más detalle de este procedimiento puede encontrarse en [19].

### **2.4 PARADIGMA DE NAVEGACIÓN**

Una vez finalizado el entrenamiento inicial, los sujetos fueron sometidos a unas sesiones para el control virtual del dispositivo (robot o silla de ruedas). En esas sesiones, a los sujetos se les presentaba en pantalla una interfaz gráfica que les permitía escoger uno de entre varios comandos mediante la discriminación de sólo dos tareas mentales. Una vez familiarizado con dicha interfaz gráfica, ésta era sustituida por una auditiva, permitiéndoles escoger el comando sin tener que recurrir a la necesidad de mostrar una interfaz en pantalla.

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 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, 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 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, el robot virtual ejecuta el movimiento. En caso de que la barra realice 2 vueltas completas sin que el sujeto seleccione ningún comando, el sistema vuelve al estado NC. 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”). Dicha interfaz auditiva es usada para el control del robot real.

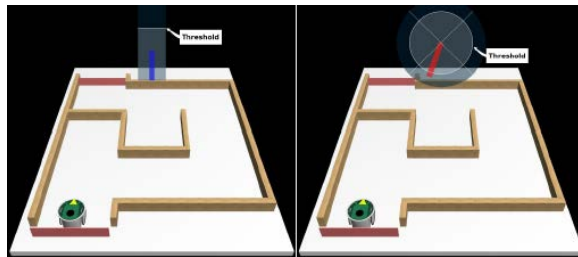


Figura 1: Control virtual robot: interfaz NC (izquierda) e interfaz CI (derecha)

### 3 SILLA DE RUEDAS

Tal y como ya se ha comentado, hasta ahora los experimentos llevados a cabo tenían como finalidad el proporcionar un paradigma de control que permita a una persona controlar una silla de ruedas a través de un sistema BCI. Dicho paradigma de control debía poder ofrecer diferentes comandos de navegación sin que por ello empeoraran las prestaciones del sistema, por lo que finalmente éste es controlado mediante la discriminación de 2 tareas mentales diferentes. Los experimentos han demostrado que dicho paradigma es factible para controlar un robot real [25], siendo la siguiente fase el control de la 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.

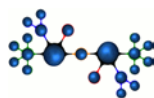
Para el control de la silla se ha desarrollado una placa de control que emula los dos ejes analógicos del joystick, siendo dicha placa conectada directamente a la placa de control de la silla para sustituir el joystick actual (ver figura 2a y 2b). A través de una conexión USB, el ordenador es capaz de 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.



a) b) c) Figura 2:  
Placa de control (a), conexión placa silla (b), magnetómetro (c)

Después de una fase de calibración, el magnetómetro (figura 2c) 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. 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 3 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.

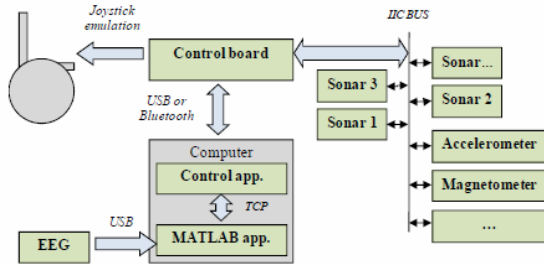


Figura 3: Diagrama de bloques del sistema de control de la silla de ruedas



Figura 4: Prototipo de la silla de ruedas controlada por el sistema BCI

#### 4 TRABAJO EN PROGRESO

Actualmente el grupo está preparando los experimentos para testear la viabilidad del sistema propuesto, por lo que si bien parte de lo descrito en este trabajo sí corresponde a experimentos ya realizados, otra parte corresponde a trabajo en progreso. Es importante mencionar que si bien se ha probado la viabilidad del control de un robot real, el control de la silla de ruedas puede resultar muy diferente, siendo para ello necesario llevar a cabo extensos estudios basados en medidas subjetivas y objetivas que permitan mejorar el control por parte de los sujetos, siendo como siempre el objetivo final el 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

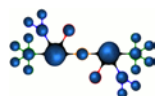
de este modo de cierta autonomía en el desplazamiento.

#### Agradecimientos

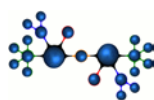
Este trabajo ha sido parcialmente financiado por el Ministerio de Economía y Competitividad y por fondos Europeos FEDER (proyecto INCADI, TEC 2011-26395).

#### Referencias

- [1] Barbosa, A. O. G., Achancaray, D. R. & Meggiolaro, M. A., (2010) "Activation of a mobile robot through a brain computer interface", Proceedings of the 2010 IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA).
- [2] Bayliss, J. D., (2003) "Use of the evoked potential P3 component for control in a virtual apartment", IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering, 11(2), pp. 113-116.
- [3] Bi, L., Fan, X., & Liu, Y., (2013) "EEG-based brain-controlled mobile robots: A survey", IEEE Transactions on Human-Machine Systems, 43(2), pp. 161-176.
- [4] Friedman, D., Leeb, R., Guger, C., Steed, A., Pfurtscheller, G., & Slater, M., (2007) "Navigating virtual reality by thought: What is it like?", Presence: Teleoperators and Virtual Environments 16(1), pp. 100-110.
- [5] Galán, F., Nuttin, M., Lew, E., Ferrez, P. W., Vanacker, G., Philips, J. & Millán, J. d. R. (2008) "A brain-actuated wheelchair: Asynchronous and non-invasive brain-computer interfaces for continuous control of robots", Clinical Neurophysiology, 119(9), pp. 2159-2169.
- [6] Geng, T., Dyson, M., Tsui, C. S., & Gan, J. Q., (2007) "A 3-class asynchronous BCI controlling a simulated mobile robot", Proceedings of the Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, pp. 2524-2527.
- [7] Kübler, A. & Müller, K. R., (2007) "An introduction to brain-computer interfacing". In Dornhege, G., Millán, J. d. R., Hinterberger, T., McFarland, D. J. & Müller, K. R. (Eds), Toward Brain-Computer Interfacing, Cambridge: MIT Press, pp. 1-25.
- [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.



- [9] Lalor, E. C., Kelly, S. P., Finucane, C., Burke, R., Smith, R., Reilly, R. B., McDarby, & G., (2005) "Steady-state VEP-based brain-computer interface control in an immersive 3D gaming environment", *Eurasip Journal on Applied Signal Processing*, 2005(19), pp. 3156–3164.
- [10] Leeb, R., Scherer, R., Keinrath, C., Guger, C. & Pfurtscheller, G., (2005) "Exploring virtual environments with an EEG-based BCI through motor imagery", *Biomedizinische Technik*, 50(4), pp. 86–91.
- [11] Leeb, R., Settgast, V., Fellner, D., & Pfurtscheller, G., (2007) "Self-paced exploration of the Austrian National Library through thought", *International Journal of Bioelectromagnetism*, 9, pp. 237–244.
- [12] Millán, J. d. R., Renkens, F., Mouriño, J., & Gerstner, W., (2004) "Brain-actuated interaction", *Artificial Intelligence*, 159(1–2), pp. 241–259.
- [13] Millán, J. d. R., Renkens, F., Mouriño, J., & Gerstner, W., (2004) "Noninvasive brain-actuated control of a mobile robot by human EEG", *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 51(6), pp. 1026–1033.
- [14] Millán, J. d. R., Galan, F., Vanhooydonck, D., Lew, E., Philips, J., & Nuttin, M., (2009) "Asynchronous non-invasive brain-actuated control of an intelligent wheelchair", in *Proceedings of the 31st Annual International Conference of the IEEE/EMBS*, pp. 3361–3364.
- [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.
- [16] Philips, J., Millán, J. d. R., Vanacker, G., Lew, E., Galan, F., Ferrez, P. W., Van Brussel, H., & Nuttin, M., (2007) "Adaptive shared control of a brain-actuated simulated wheelchair", in *Proceedings of the IEEE 10th International Conference on Rehabilitation Robotics (ICORR 2007)*.
- [17] Pfurtscheller, G., Leeb, R., Keinrath, C., Friedman, D., Neuper, C., Guger, C., & Slater, M., (2006) "Walking from thought", *Brain Research*, 1071(1), pp. 145–152.
- [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.
- [20] Tanaka, K., Matsunaga, K., & Wang, H. O., (2005) "Electroencephalogram-based control of an electric wheelchair", *IEEE Transactions on Robotics*, 21(4), pp. 762–766.
- [21] Tsui, C. S. L., Gan, J. Q., Roberts, S. J., (2009) "A self-paced brain-computer interface for controlling a robot simulator: An online event labelling paradigm and an extended kalman filter based algorithm for online training", *Medical & Biological Engineering & Computing*, 47(3), pp. 257–265.
- [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.
- [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.





# HACIA UN ASISTENTE ROBÓTICO QUIRÚRGICO COGNITIVO

I.Rivas-Blanco  
Universidad de Málaga, irivas@uma.es

B. Estebanez, M. Cuevas-Rodriguez, E. Bauzano y V.F. Muñoz  
Universidad de Málaga

## Resumen

*Este trabajo presenta una arquitectura cognitiva para un asistente robótico camarógrafo, cuyo objetivo consiste en ofrecer el mejor punto de vista durante la intervención quirúrgica de forma autónoma. Este sistema está formado por un mini-robot cámara que se encuentra en el interior de la cavidad abdominal y un brazo robótico externo que maneja dicha cámara mediante una interacción magnética. La arquitectura cognitiva dota al asistente robótico con una memoria a largo plazo, que almacena el conocimiento quirúrgico, los comportamientos de la cámara y los mecanismos de aprendizaje, y una memoria de corto plazo que reconoce el estado actual de la tarea y lanza el comportamiento correspondiente de la cámara. Para obtener el punto de vista más apropiado de la cámara, cada estado de la tarea se caracteriza por un Foco de Atención (FA), definido por un objeto, la posición de ese objeto en la imagen y un factor de zoom. La arquitectura también incluye un mecanismo de aprendizaje que tiene en cuenta las preferencias particulares de los cirujanos durante la tarea quirúrgica y se ha validado con un conjunto de experimentos in-vitro.*

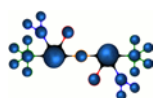
**Palabras Clave:** Robótica quirúrgica, arquitectura cognitiva, mini robots.

## 1 INTRODUCCIÓN

En los últimos años han aparecido nuevos procedimientos de Cirugía Mínimamente Invasiva con el objetivo de reducir el número de incisiones en el paciente. En este campo, los robots asistentes quirúrgicos han encontrado una amplia gama de aplicaciones, desde robots que aumentan las capacidades del cirujano (robots extensores) hasta sistemas robóticos auxiliares que colaboran con éste durante la operación [1]. En el caso de los robots extensores, cuyo máximo referente es el sistema robótico daVinci [2], aumentan las capacidades del cirujano, así como su habilidad y destreza pero requieren entrenamiento por parte de los usuarios para manejarlos durante la operación. Por otro lado, los sistemas robóticos auxiliares son sistemas que

trabajan codo con codo con el cirujano, sosteniendo la cámara laparoscópica o manejando herramientas auxiliares. Tradicionalmente, estos dispositivos son controlados directamente a través de interfaces, como head-trackers [3], eye-trackers [4]-[5] o comandos de voz [6]. Sin embargo, el uso de estos dispositivos distrae al cirujano durante la operación y es en este campo donde queda mucho por avanzar para conseguir la similitud entre un asistente humano y un robot.

Un asistente robótico ideal debe combinar tanto las capacidades humanas como las del robot bajo el concepto de co-worker [7], de manera que el robot puede colaborar de forma natural y autónoma con el cirujano. Para ello, el robot co-worker requiere de sistemas de percepción y actuación, así como de mecanismos de aprendizaje que le permitan interactuar y adaptarse a su entorno. Así, una arquitectura cognitiva con estas características puede proveer al asistente robótico con la capacidad de colaborar autónomamente con los cirujanos durante las tareas quirúrgicas, ya sea desarrollando acciones básicas pre-programadas o controlando el endoscopio. Otro requisito imprescindible en este tipo de sistema co-worker es que emule la comunicación humana, mediante la interpretación de gestos o de voz, además de dotar al robot de conocimiento quirúrgico para que identifique el estado actual de la intervención o la tarea. De esta forma, Jacob [8] desarrolló un robot que asiste al cirujano facilitándole instrumentos durante la operación y Padoy [9] y Bauzano [10] proponen sistemas colaborativos para la sutura que reconoce las acciones desarrolladas por el cirujano y actúan en consecuencia con los movimientos apropiados de asistencia. Por ejemplo, Ko [11] utiliza el análisis del flujo quirúrgico para automatizar el movimiento del endoscopio dependiendo de la herramienta en uso y Weede [12] mejora la capacidad de decisión del robot sobre el campo ideal de visión mediante la predicción a largo plazo de los movimientos de los instrumentos. Aunque estos dos últimos trabajos presentan soluciones cognitivas para el posicionamiento del endoscopio, ninguno incluye algoritmos de aprendizaje on-line para optimizar el comportamiento del robot asistente.



En este trabajo se propone una arquitectura cognitiva para el asistente robótico camarógrafo que pretende proveer el punto de vista más apropiado de la escena en cada estado de la tarea quirúrgica. A diferencia de los trabajos previos, esta arquitectura incluye un mecanismo de aprendizaje que mejora el comportamiento del robot. De este modo, en primer lugar la sección 2 expone el sistema robótico que maneja la cámara durante las tareas laparoscópicas. A continuación, en la sección 3 se describe en detalle la arquitectura cognitiva con la memoria a largo plazo que almacena las diferentes clases de conocimiento y la memoria a corto plazo que es el motor de inferencia del sistema. Los resultados experimentales que validan la metodología se presentan en la sección 4 y las conclusiones aparecen en la sección 5.

## 2 SISTEMA ROBÓTICO

El asistente robótico está formado por un mini-robot cámara manejado por un brazo robótico externo. El mini-robot cámara, que está provisto con un conjunto de imanes de sujeción, se inserta en el interior de la cavidad abdominal a través de un puerto único de entrada (compartido con las herramientas quirúrgicas), y se adhiere al interior de la pared abdominal mediante interacción magnética. Para conseguir este propósito, el agarre magnético se fija en el efector final del brazo robótico externo. De esta forma, la colocación más apropiada de la cámara durante la operación se consigue desplazando el agarre magnético por la pared abdominal. Algunas ventajas que presenta este sistema frente a las técnicas utilizadas en la laparoscopia convencional se aprecian en que el movimiento de la cámara no está limitado por el puerto de entrada y en que se elimina la incisión para el endoscopio. Además, hay que mencionar que el guiado automático de la cámara se consigue con movimientos automatizados del brazo robótico externo que dependen de las maniobras quirúrgicas que esté ejecutando el cirujano. La identificación de estas maniobras se realiza gracias al seguimiento de la navegación de las herramientas quirúrgicas que maneja el cirujano mediante el uso de marcadores pasivos que registra un sensor de localización 3D. En la Figura 1 se muestra una visión completa del asistente robótico descrito, donde aparecen cada uno de los componentes que se han mencionado. Además, en la esquina inferior izquierda se presenta el prototipo del mini-robot cámara que se ha desarrollado. Este diseño tiene un tamaño de 30 x 22 x 90 mm, cuenta con: una cámara de alta definición (Logitech HD Webcam C310), catorce LEDs en la parte superior que iluminan el área de interés durante la operación y dos imanes permanentes en la zona posterior para su fijación en la pared abdominal.

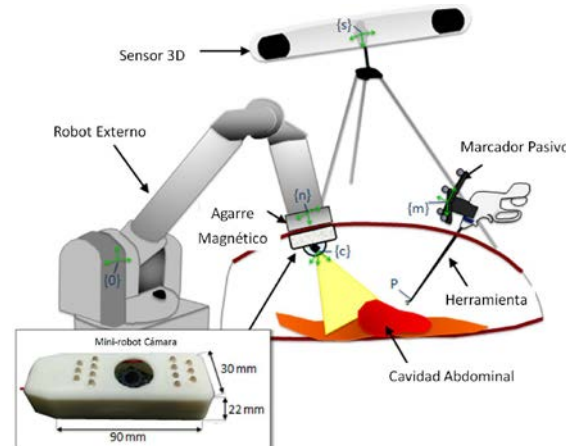
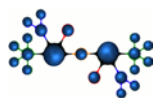


Figura 1: Asistente robótico

## 3 ARQUITECTURA COGNITIVA

El asistente robótico ideal debe combinar las capacidades humanas y del robot para proporcionarles a los cirujanos el mejor punto de vista del área de operación sin desconcentrarlos durante el procedimiento quirúrgico. Para ello, el asistente robótico inteligente trata de alcanzar las capacidades de los asistentes humanos, que son el resultado de su experiencia y habilidad para aprender. De esta manera, gracias a ambas capacidades se puede conocer el estado actual de la tarea dentro del flujo quirúrgico y cuál es el FA, así como las preferencias particulares de los cirujanos con los que colaboran. Para cubrir estas necesidades se recurre a las arquitecturas cognitivas, que tal y como estableció Langley [13], contienen las memorias a largo y corto plazo para almacenar la información sobre el conocimiento, objetivos y creencias del sistema, representaciones de esos elementos en forma de estructuras mentales y procesos funcionales que operan con estas estructuras y mecanismos de aprendizaje.

La Figura 2 muestra la arquitectura que se propone para facilitar el mejor punto de vista con la cámara durante las tareas quirúrgicas. La memoria a largo plazo contiene el escenario y el conocimiento quirúrgico en la memoria semántica, los comportamientos aprendidos los comportamientos aprendidos de la cámara en la memoria procedural y las experiencias de los usuarios con el tiempo en la memoria episódica. La estimación de los estados quirúrgicos se lleva a cabo en la memoria a corto plazo, utilizando el estado actual del protocolo proporcionado por el sistema perceptual y el conocimiento quirúrgico. Dependiendo del estado actual de la tarea, el generador FA lanza el correspondiente comportamiento de la cámara que cambia el enfoque en el interior de la cavidad abdominal mediante el módulo de movimiento de la cámara. Finalmente, el cirujano interactúa con el



sistema a través de un interfaz persona-máquina (HMI), que le permite ajustar el punto de vista según sus preferencias.

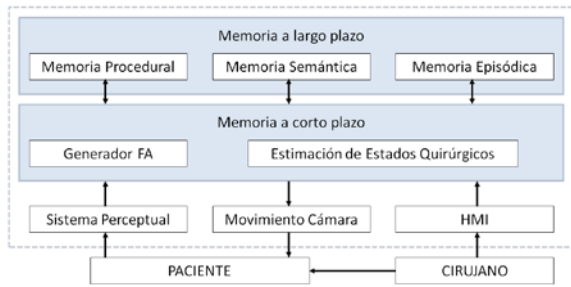


Figura 2: Arquitectura Cognitiva

En las siguientes sub-secciones se describen en detalle cada uno de los módulos de la arquitectura cognitiva.

### 3.1 MEMORIA A LARGO PLAZO

La memoria a largo plazo se divide en tres partes diferenciadas: *procedural*, *semántica* y *episódica*. En primer lugar, la *memoria semántica* contiene los hechos declarativos que el sistema “conoce”, tales como el escenario y el conocimiento quirúrgico, y que son esenciales para razonar y decidir autónomamente. Así, el sistema puede organizar la memoria en diferentes estructuras mentales. Por un lado, el escenario quirúrgico que contiene la información estática de los diferentes objetos del escenario quirúrgico. En el escenario quirúrgico se clasifican los objetos y se establecen las relaciones entre ellos. Cada uno de estos objetos viene definido como una estructura de datos, cuyo primer campo es la clase objeto. En este trabajo se han considerado cuatro clases de objeto con las siguientes definiciones: la cámara  $O_1 = \{cámara, {}^nT_c\}$ , el sensor  $O_2 = \{sensor, {}^0T_s\}$ , la herramienta quirúrgica  $O_3 = \{herramienta\ quirúrgica, m_k, {}^mP\}$  y la imagen  $O_4 = \{imagen, {}^lR_c, \alpha, a_r, H\}$ , siendo:  ${}^nT_c$  la matriz de transformación entre el efector del robot final del robot externo y la cámara,  ${}^0T_s$  la matriz de transformación entre la base del robot externo y el sensor 3D,  $m_k$  indica la herramienta y  ${}^mP$  contiene la posición del extremo de la herramienta respecto al sistema de referencia de la marca de la herramienta. En cuanto a la imagen,  ${}^lR_c$  es la matriz de transformación entre la cámara y la imagen,  $\alpha$  es el ángulo de visión,  $a_r$  es la proporción de anchura  $w$  y altura  $l$  y  $H$  es la distancia entre la lente de la cámara a la escena. En la Figura 3 se muestran los parámetros que se han descrito de la imagen y que permiten obtener la posición de  $\{c\}$  con respecto al sistema de referencia de la imagen  $\{I\}$ , tal y como se indica a continuación:

$${}^lO_c = (w/2 \ l/2)$$

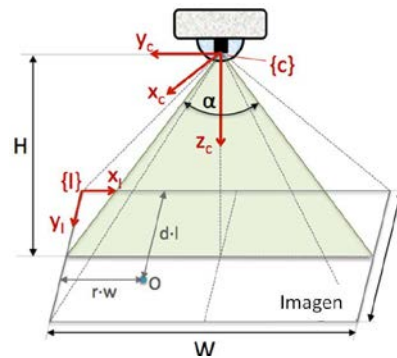


Figura 3: Parámetros de la cámara y la imagen

Por otro lado, el conocimiento quirúrgico que está formado por el modelo de la tarea quirúrgica y la librería de gestos del cirujano son utilizados por el algoritmo de estimación de estados quirúrgicos. De esta forma, la mayoría de las tareas quirúrgicas pueden modelarse con un diagrama de transición de estados, donde la tarea queda dividida en una secuencia de acciones básicas llamadas gestos. En este trabajo se ha considerado la sutura y se ha dividido en seis estados: *inicio* de la tarea, *inserción* de la aguja en el tejido con la herramienta derecha mientras la izquierda presiona la zona, *extracción* de la aguja con la herramienta izquierda mientras se presiona el tejido con la derecha, *anudado* con la herramienta derecha mientras la izquierda sostiene la aguja, *corte* con la herramienta derecha que se sustituye con la herramienta izquierda y *fin* de la tarea. La Figura 4 muestra el diagrama de transición de estados, donde la transición  $T_{01}$  se activa con comando de voz y el resto de transiciones se activan con el reconocimiento de gestos del cirujano. Así, cada estado del diagrama coincide con un gesto del cirujano, de manera que cuando un gesto se completa, se compara con los patrones de la librería de gestos y se identifica el gesto realizado [18].

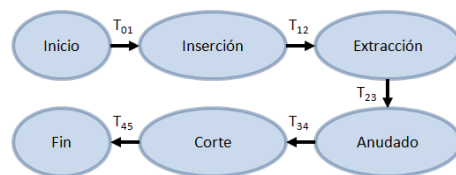
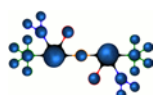


Figura 4: Modelo de la tarea “sutura”

En segundo lugar, la *memoria procedural* contiene el conocimiento de cómo desarrollar los comportamientos particulares del mini-robot cámara. Estos comportamientos son funciones de las primitivas que cambian el punto de vista de la imagen. Cuando se posiciona el endoscopio durante un procedimiento quirúrgico se tienen en cuenta la posición de los instrumentos y una solución habitual es centrarlos en la imagen. Weede [12] logra posicionar la cámara prediciendo los movimientos de las herramientas, sin embargo, cada cirujano puede manejar los instrumentos de diferentes formas, de



manera que esta solución produciría errores si el sistema lo maneja alguien que no ha entrenado el sistema. En este trabajo se ha optado por definir una FA para cada estado de la tarea con los siguientes parámetros: el objeto  $O$ , la posición del objeto en la imagen con las coordenadas  $r$  y  $d$  (ver Figura 3) y el  $zoom$ . Así, no sólo se sigue la navegación de una herramienta quirúrgica sino que también se determina el área de interés de la tarea.

Finalmente, la memoria episódica representa la experiencia de los usuarios con el tiempo y sus perfiles quedan almacenados en una librería que contiene sus preferencias en cuanto al punto de vista de la cámara. Cuando el sistema se inicia, el usuario carga su perfil si existe y si no existe, se crea un perfil con los parámetros FA por defecto. Durante la operación, el usuario interactúa con el sistema mediante comandos de voz: *arriba*, *abajo*, *izquierda*, *derecha* para cambiar la posición de la cámara y para modificar el  $zoom$  se usan *zoom in* y *zoom out*. Y una vez que se ejecuta la tarea, los parámetros  $r$ ,  $d$  y  $zoom$  para cada gesto se actualizan. De esta manera, cuando el usuario ejecuta la tarea otra vez, el sistema carga su perfil de la librería de usuarios, reduciéndose el número de comando de voz para comunicarse con el sistema.

### 3.2 MEMORIA A CORTO PLAZO

La memoria a corto plazo representa el motor de inferencia del sistema, donde los procedimientos de razonamiento y decisión tienen lugar. Esta memoria está dividida en dos bloques: la *estimación de estados quirúrgicos* y el *generador FA*. Por un lado, el generador FA es el encargado de lanzar el correspondiente comportamiento del robot de acuerdo al estado actual de la tarea utilizando la memoria perceptiva. Y por otro lado, el módulo de estimación de estados quirúrgicos evalúa las transiciones entre los diferentes estados gracias al modelo de la tarea (desde el conocimiento quirúrgico) y a un sistema de reconocimiento que interpretan el gesto actual que se está desarrollando el cirujano. Tal y como se describió en el apartado 3.A, el modelo de la tarea consiste en un diagrama de transición de estados, donde las transiciones se activan con la identificación de ciertos gestos específicos del cirujano. El módulo de estimación de estados quirúrgicos recibe información sobre la navegación de las herramientas quirúrgicas mediante un sensor de localización 3D y ofrece el estado actual de la tarea. Para realizar el reconocimiento de los gestos quirúrgicos del cirujano se han utilizado los modelos ocultos de Markov (HMMs), ya que es una técnica estocástica comúnmente utilizada en la evaluación de las destrezas del cirujano [15] y la predicción de estados quirúrgicos [16]-[17]. Como se describe en los trabajos previos [18], cada gesto

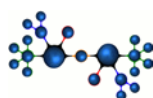
quirúrgico se asocia con un patrón  $\lambda_k$  definido con los siguientes parámetros:  $\lambda_k = (S, E, A, B, \pi)$ , donde  $S$  es el número de acciones básicas que caracterizan los gestos,  $E$  es el conjunto de características observables que describe cada acción básica,  $A$  es la matriz de distribución de probabilidades que relaciona las acciones básicas,  $B$  es la matriz de distribución de probabilidades que establece las características observables más probables en cada acción básica, y  $\pi$  es la matriz de estados inicial. En este trabajo, las características observables están definidas a partir de la interacción entre las herramientas quirúrgicas con la distancia entre las pinzas, el ángulo que forman las cañas y las velocidades de sus extremos. Los patrones de los gestos  $\lambda_k$  se entrenan en un proceso fuera de línea para obtener una librería de gestos. Durante la operación, el sistema de reconocimiento identifica el gesto realizado mediante la comparación de la secuencia adquirida de características observables ( $E$ ) con los modelos patrón de la librería. Cuando el gesto se reconoce, el estado de transición correspondiente del modelo de la tarea se activa.

El generador FA recibe el estado actual de la tarea y facilita los parámetros que proporcionan el mejor punto de vista para el estado actual a la *memoria procedural*. De esta forma, el generador FA consiste en una tabla que relaciona cada tarea de un estado con sus correspondientes parámetros FA. En la Tabla 1 aparecen los valores por defecto de los parámetros FA para las cuatro tareas asignadas a los estados de la sutura.

Tabla 1: Generador FA (Parámetros por defecto).

Estado de la tarea	Parámetros FA			
	$O$	$r$	$d$	$zoom$
Inserción	Herramienta izquierda	0.4	0.6	1.25
Extracción	Herramienta derecha	0.75	0.6	1
Anudado	Herramienta izquierda	0.5	0.7	1.5
Corte	Herramienta izquierda	0.5	0.5	1.5

Así, el estado en el que se realiza la punción, el FA se encuentra en la zona derecha de la herramienta izquierda donde la aguja va a insertarse en el tejido y su factor de  $zoom$  es de 1.25; para la extracción del hilo, el  $zoom$  se restaura y se localiza la herramienta que está presionando el tejido a la derecha de la imagen, para que se visualice la aguja y la pinza izquierda durante esta tarea; para el anudado, la herramienta izquierda que sujeta la aguja se posiciona en el centro y al pie de la imagen, ya que el nudo se realizará en la parte superior; finalmente, para el corte de la hebra, la pinza derecha se sustituye por unas tijeras de corte y la pinza izquierda, que ya está sujetando la aguja, se centra en la imagen. Para estos dos últimos estados, el factor de  $zoom$  aplicado es de 1.5.



## 4 EXPERIMENTOS

### 4.1 IMPLEMENTACIÓN

El escenario quirúrgico de la Figura 5 muestra los elementos necesarios para la asistencia robotizada durante las tareas quirúrgicas, junto con una imagen del mini-robot cámara que muestra el interior de la cavidad abdominal.

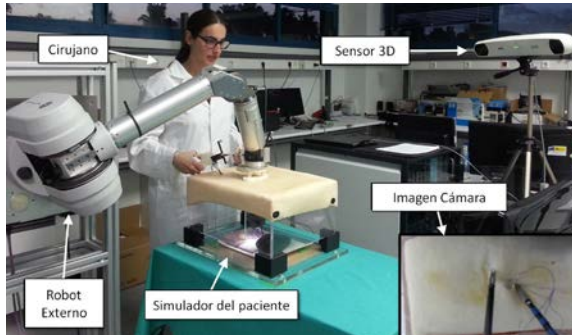


Figura 5: Modelo de la tarea "sutura"

A la derecha del cirujano se encuentra el robot externo (Barrett WAM de 7 grados de libertad de Barrett Technology, Inc.) que sujeta el mini-robot cámara, mientras que el sensor de localización 3D (Polaris Spectra de NDI) se posiciona en el escenario para registrar las marcas pasivas de las herramientas del cirujano. Las características de la cámara son las siguientes: 50° de ángulo de visión, proporción de anchura y altura de 16:9 y una resolución de 1280 x 720 píxeles. La altura del abdomen del simulador de laparoscopia es de 220 mm. La arquitectura cognitiva ha sido implementada en Matlab 2013 y el visualizador del video se ha integrado utilizando un objeto Timer de Matlab con un período de 0.04 segundos, de tal forma que la imagen se visualiza a 25 fps. Debido a que el algoritmo de estimación de estados quirúrgicos y la adquisición de datos del sensor 3D requieren un alto tiempo computacional, se han ejecutado en un ordenador externo para no comprometer la calidad de la imagen que se muestra. De esta manera, la comunicación entre la arquitectura cognitiva y el ordenador externo se ha llevado a cabo mediante el protocolo UDP (User Data Protocol). Por otro lado, hay que mencionar que el Barrett WAM viene provisto con una librería de control en tiempo real (libbarrett-1.2.1) escrita en C++. La comunicación entre la arquitectura cognitiva y el WAM se ha realizado con el protocolo TCP/IP. La arquitectura envía la salida de la función FA con el movimiento relativo al nodo WAM de ROS que se encarga de recibirlo y mover el efector final.

### 4.2 RESULTADOS EXPERIMENTALES

Para probar la arquitectura cognitiva presentada en la sección 3 se han desarrollado un conjunto de

experimentos in-vitro. En estos experimentos, cinco usuarios han ejecutado la tarea de sutura definida en la Figura 2. En primer lugar, los usuarios realizan tres ensayos de la tarea utilizando sólo comandos de voz para obtener la visión óptima del área de trabajo en cada estado. Los datos que se han recogido de los ensayos son el número de comandos de voz utilizados y el tiempo empleado en completar la tarea. Los resultados aparecen en la Tabla 2, donde  $T_1$ ,  $T_2$  y  $T_3$  son los tiempos de cada ensayo y *mean* es el valor medio de los tres ensayos. En segundo lugar, los usuarios han realizado la misma tarea pero utilizando la arquitectura cognitiva y los resultados se muestran en la Tabla 3. En cuanto al número de comandos de voz, si se comparan con los resultados obtenidos en la Tabla 2 para el primer ensayo, se observa que la ejecución de la tarea ha requerido menos órdenes con la arquitectura cognitiva. Esto se debe a que el sistema provee autónomamente un punto de vista de la cámara que está predefinido para cada estado. Así, después del primer ensayo, se puede comprobar que el sistema aprende las preferencias de los usuarios mediante la memoria episódica. Como consecuencia, el número de comandos de voz del tercer ensayo se reducen en un 100%, 67%, 60%, 85% y 67 % para los usuarios 1, 2, 3, 4 y 5, respectivamente.

Tabla 2: Resultados experimentales utilizando sólo comandos de voz.

Usuario	Comandos de Voz				Tiempo (s)			
	$T_1$	$T_2$	$T_3$	<i>mean</i>	$T_1$	$T_2$	$T_3$	<i>mean</i>
1	16	12	11	13	132	87	87	102
2	12	10	11	11	123	107	85	105
3	7	9	8	8	94	90	80	88
4	14	10	8	11	104	119	103	109
5	11	9	8	9	127	95	95	106

Con respecto al tiempo, los resultados no indican una relación directa entre el uso de la arquitectura cognitiva y el tiempo para completar la tarea. Mientras algunos usuarios reducen considerablemente su tiempo (usuario 1), otros lo incrementan (usuario 2). Esto se debe principalmente a la complejidad inherente de la tarea, que provoca que el tiempo varíe ampliamente en los diferentes ensayos de un mismo usuario, y también a que los usuarios deben ajustar el punto de vista en el primer ensayo cuando utilizan la arquitectura cognitiva. Sin embargo, los resultados ponen de relieve que con la arquitectura cognitiva reduce el tiempo de ejecución del tercer ensayo con respecto al primer ensayo al tener en cuenta las preferencias de los usuarios.

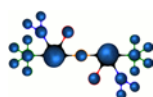


Tabla 3: Resultados experimentales utilizando la arquitectura cognitiva.

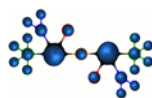
Usuario	Comandos de voz			Tiempo (s)		
	$T_1$	$T_2$	$T_3$	$T_1$	$T_2$	$T_3$
1	4	1	0	88	87	47
2	6	4	2	120	114	111
3	5	4	2	93	87	80
4	7	4	1	100	96	94
5	6	2	2	92	91	83

## 5 CONCLUSIONES

Este trabajo ha presentado una arquitectura cognitiva para un asistente robótico camarógrafo. El objetivo de la arquitectura cognitiva es proveer del punto de vista más óptimo al usuario en cada fase de la tarea quirúrgica. Para ello, cada estado de la tarea se ha caracterizado con una FA, que está definido con un objeto de interés, la posición de dicho objeto en la imagen y un factor de zoom. De esta manera, cuando un estado de la tarea se reconoce, el sistema ejecuta el comportamiento correspondiente de la cámara para cambiar el enfoque. La arquitectura ha sido validada a través de una batería de experimentos y los resultados muestran que el número de comandos de voz se reducen significativamente en la segunda fase, así como la carga de trabajo del cirujano. Además, el mecanismo de aprendizaje tiene en cuenta las preferencias de cada uno de los usuarios. Hay que mencionar que la arquitectura cognitiva se puede utilizar con otros modelos de tareas quirúrgicas adaptando los parámetros FA por defecto y aumentando el conocimiento del sistema con experiencias de otros usuarios mediante mecanismos de aprendizaje.

## Referencias

- [1] R. Taylor, "A perspective on medical robotics," Proceedings of the IEEE, vol. 94, no. 9, pp. 1652–1664, September 2006.
- [2] Intuitive Surgical, Inc. (2007). Company profile of Intuitive Surgical Inc. Sunnyvale, CA, USA, Website, URL <http://www.intuitivesurgical.com/>
- [3] D. Sharma y otros, "Initial experience with the freehand robotic camera holder in laparoscopic urology," Journal of Endourology, vol. 23, no. 1, p. A249, 2009.
- [4] D. Noonan y otros, "Gaze contingent control for an articulated mechatronic laparoscope," in Proceedings of the IEEE/RAS International Conference on Biomedical Robotics and Biomechatronics, pp. 759–764, 2010.
- [5] C. Staub y otros, "Human-Computer interfaces for interaction with surgical tools in robotic surgery", IEEE/EMBS Int. Conf. on Biomedical Robotics and Biomechatronics, Rome, Italy, pp. 81-86, 2012.
- [6] V.F. Muñoz y otros, "Control movement scheme based on manipulability concept for surgical robotic assistant", IEEE Int. Conf. on Robotics and Automation, pp. 245-250, Orlando, Florida, 2006.
- [7] S. Haddadin y otros, "Towards the robotic co-worker", Springer Tracts in Advanced Robotics, Vol. 70, pp.261-282, 2011.
- [8] M.G. Jacob y otros, "Gestonurse: a multimodal robotic scrub nurse", ACM/IEEE Int. Conf. on Human-Robot Interaction, Boston, MA, pp. 153-154, 2012.
- [9] N. Padoy y G.D. Hager, "Human-machine collaborative surgery using learned models", IEEE Int. Conf. on Robotics and Automation, pp. 5285-5292, Shanghai, China, 2011.
- [10] E. Bauzano y otros, "Collaborative Human-Robot System for HALS suture procedures", IEEE Systems Journal, Vol. PP (99), pp. 1-10, 2014.
- [11] S.Y. Ko y otros, "Intelligent interaction between surgeon and laparoscopic assistant robot system", IEEE Int. Workshop on Robots and Human Interactive Communication, pp. 60-65, 2005.
- [12] O. Weede y otros, "An intelligent and autonomous endoscopic guidance system for minimally invasive surgery," in Proceedings of the IEEE International Conference on Robotics and Automation, pp. 5762–5768, 2011.
- [13] P. Langley y otros, "Cognitive Architectures: Research Issues and Challenges". Cognitive Systems Research, Vol. 10 (2), pp.141- 160, 2009.
- [14] R. Salgado y otros, "A procedural Long Term Memory for cognitive robotics", 2012 IEEE Conference on Evolving and Adaptive Intelligent Systems (EAIS), Madrid, pp. 57-62, 2012.
- [15] J. Rose y otros, "Generalized Approach for Modeling Minimally Invasive Surgery as a Stochastic Process Using a Discrete Markov Model", IEEE Trans. Biomedical Engineering, vol. 53, no. 3, pp. 399-413, 2006.
- [16] O. Weede y otros, "A cognitive path-guidance-system for minimally invasive surgery", IEEE Int. Symposium on Intelligent Systems and Informatics, pp. 139-144, Subotica, Serbia, 2010.
- [17] C.E. Reiley y otros, "Motion generation of robotic surgical tasks: learning from expert demonstrations", 32nd Annual Int. Conf. of the IEEE EMBS, pp. 967-970, Buenos Aires, Argentina, 2010.
- [18] B. Estebanez y otros, "Manuevers recognition in laparoscopic surgery: artificial neural network and Hidden Markov model approaches", IEEE RAS/EMBS Int. Conf. on Biomedical Robotics and Biomechatronics, pp. 1164-1169, Rome, Italy, 2012.
- [19] M. Quigle y otros, "ROS: an open-source Robot Operating System", International Conference on Robotics and Automation, ser. Open-Source Software workshop, 2009.



# INTEGRACIÓN DE CARACTERÍSTICAS DE LA SEÑAL ELECTROENCEFALOGRÁFICA PARA LA DETECCIÓN DEL INICIO DE MOVIMIENTOS VOLUNTARIOS

Ibáñez, J.\*

[Jaime.ibanez@csic.es](mailto:Jaime.ibanez@csic.es)

del Castillo, M.D.\*

[md.delcastillo@csic.es](mailto:md.delcastillo@csic.es)

Serrano, J.I.\*

[jignacio.serrano@csic.es](mailto:jignacio.serrano@csic.es)

Pons, J.L.\*

[jose.pons@csic.es](mailto:jose.pons@csic.es)

\*Grupo de Bioingeniería. Centro de Automática y Robótica, Consejo Superior de Investigaciones Científicas, CSIC. Ctra. Campo Real, km. 0,200. 28500 Arganda del Rey, Madrid.

## Resumen

*La actividad electroencefalográfica permite caracterizar los procesos corticales relacionados con el movimiento. Estos procesos pueden adoptar un papel clave en el desarrollo de tecnologías de rehabilitación basadas en interfaces cerebro-computador. En el contexto de la rehabilitación, la fiabilidad de la salida de estos sistemas es crítica en lo que respecta a eficacia y precisión temporal. En este trabajo, se presenta un detector del instante de tiempo de inicio de un movimiento voluntario combinando dos clasificadores, uno bayesiano para ritmos corticales y, otro basado en potenciales corticales lentos. Con este fin, se recoge la actividad cortical en un grupo de sujetos mientras realizan movimientos auto-iniciados de alcance. La salida de ambos clasificadores se integra con un método de regresión logística, obteniéndose una precisión en promedio de la detección del inicio del movimiento de alrededor del 75% y una latencia en promedio de -90 ms, valores que mejoran los resultados obtenidos con la aplicación de los clasificadores independientemente.*

**Palabras Clave:** BCI basado en EEG, rehabilitación, ritmos sensorimotores, potenciales corticales relacionados con el movimiento.

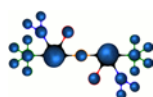
## 1 INTRODUCCIÓN

El desarrollo de interfaces cerebro-computador (Brain Computer Interface, BCI) basadas en la actividad electroencefalográfica (EEG) hace posible sustituir las vías neuromusculares por las señales

cerebrales para comunicarse e interactuar con el mundo exterior mediante el control de diversos dispositivos. En el ámbito de la rehabilitación, la tarea a llevar a cabo por el BCI radica en transformar los patrones espacio-temporales de activación cortical registrados mediante EEG en señales para controlar un dispositivo protésico [1, 2]. Aún más, en la rehabilitación neurológica, la aplicación de un BCI se concibe para restablecer la función motora induciendo plasticidad en aquellas zonas del cerebro involucradas en el control motor. Es en este aspecto donde juega un papel primordial no sólo la eficacia del BCI sino su eficiencia en la respuesta [10].

Un sistema EEG permite la caracterización de la actividad de la corteza motora mientras un sujeto realiza una tarea motora. Es posible detectar si el sujeto está intentando realizar un movimiento o imaginándolo [3, 4, 5] y algunas propiedades de dicho movimiento [6, 7, 8]. Esta información se puede emplear para controlar un dispositivo neurorobótico o neuroprotésico proporcionando así una interfaz natural entre la intención del sujeto y la actuación del mismo [9]. En este sentido, estudios recientes han probado han mostrado la importancia que tiene el instante de realimentación propioceptiva para facilitar la asociación neuronal [11].

En estudios previos, se ha propuesto el uso del potencial Bereitschaftspotential (BP) para detectar la intención de movimiento [4, 8, 12, 13, 14]. El patrón BP se define como una caída lenta del voltaje EEG en las regiones centrales de la corteza inmediatamente antes de que se realice un movimiento voluntario [15]. Dado que éste es un patrón identificable antes de empezar un movimiento,



su uso puede resultar adecuado para detectar con precisión temporal el inicio del movimiento. De hecho, en algunos experimentos con sistemas que usan este patrón en tiempo real, las latencias alcanzadas están en el orden de los  $365 \pm 165$  ms.

No obstante, el potencial BP presenta una reducida amplitud (del orden de pocos  $\mu V$ ), siendo vulnerable a fuentes externas de ruido y además no todas las personas presentan este patrón cuando realizan movimientos auto-iniciados.

Otro patrón vinculado a la ejecución de movimientos voluntarios es el de la desincronización de los ritmos sensorimotrices o ERD (Event Related Desynchronization), que conlleva la disminución de la potencia de algunos ritmos corticales específicos que se localizan principalmente en la corteza sensorimotora y en las áreas contralaterales al miembro involucrado en el movimiento [16]. Aunque se observa una anticipación variable de este patrón, en función de los canales y frecuencias, cuando un sujeto realiza movimientos consecutivos, la distribución espacio-tiempo-frecuencia del mismo al promediar un conjunto de segmentos de señal EEG previos al movimiento voluntario pone de manifiesto este patrón asociado al movimiento.

En este estudio se propone un detector del instante de tiempo en el que se inicia un movimiento integrando los patrones BP y ERD que preceden al movimiento voluntario. La validación del mismo se ha llevado a cabo con datos recogidos de sujetos sanos mientras realizaban movimientos de alcance auto-iniciados.

## **2 MÉTODOS**

### **2.1 PARTICIPANTES**

En este experimento han participado seis sujetos sanos (varones, diestros, con edad entre 27 y 35 años) sin experiencia en el manejo de BCIs.

### **2.2 PROTOCOLO EXPERIMENTAL**

Cada sujeto participó en una sesión única de medidas, en una sala aislada, con luz tenue y sentado en un sillón con los brazos apoyados en una mesa. Durante la fase de medida, se indicó a los participantes que estuvieran relajados, con los ojos abiertos y con la mirada fija en un punto en la pared. Se les pidió que realizaran movimientos de alcance iniciados voluntariamente con el brazo dominante. La separación entre movimientos fue de 8 a 15 s. Durante el período de reposo entre movimientos, los participantes debían permanecer relajados.

Se consideraron ejemplos válidos para la fase de análisis los segmentos de señal EEG formados por 5

s de reposo seguidos de un movimiento de alcance auto-iniciado. En promedio, el número de muestras válidas de todos los participantes fue de  $53 \pm 8$ .

### **2.3 ADQUISICIÓN DE DATOS**

Los movimientos del brazo se midieron con giróscopos (Technaid, S.L.) colocados en el dorso de la mano, el tercio distal del antebrazo y en la zona media del brazo. Los datos se muestrearon a 100 Hz.

Se capturaron las señales EEG de 31 posiciones (AFz, F3, F1, Fz, F2, F4, FC3, FC1, FCz, FC2, FC4, C5, C3, C1, Cz, C2, C4, C6, CP3, CP1, CPz, CP2, CP4, P3, P1, Pz, P2, P4, PO3, PO4 y Oz, de acuerdo al sistema internacional 10-20) empleando electrodos activos Ag/AgCl. La referencia se situó en la oreja contralateral al brazo involucrado en el movimiento y la tierra en AFz. La señal se amplificó (gUSBamp, g.Tecmbh, Austria) y se muestreó a 256 Hz.

### **2.3 DETECCIÓN DEL INICIO DEL MOVIMIENTO**

Para detectar el inicio real del movimiento se emplearon los datos del primer giróscopo en activarse durante el alcance. Los datos pasaron por un filtro paso-bajo (Butterworth, orden 2,  $< 10$  Hz) y se estimó el pico de amplitud de cada sujeto al realizar el movimiento de alcance.

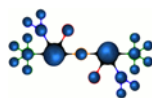
### **2.4 DESCRIPCIÓN DEL DETECTOR**

El detector desarrollado está basado en la combinación de la información asociada a los patrones BP y ERD observados en los participantes. La validación del sistema se llevó a cabo construyendo el detector para cada grupo de  $n-1$  ejemplos etiquetados de la sesión de medidas, que conforman el conjunto de entrenamiento, y comprobando la respuesta del detector sobre el ejemplo restante o conjunto de prueba.

#### **2.4.1 Detector basado en ERD**

Para la detección del patrón ERD se ha construido un clasificador Naïve Bayes. En primer lugar, se aplicó un filtro paso-banda a las señales (Butterworth, orden 3,  $6\text{Hz} < f_1$ ,  $35\text{Hz} < f_2$ ) y se aplicó un filtro laplaciano [17]. Se estimaron los valores de la potencia en el intervalo de frecuencias de 7 a 30 Hz con paso de 1 Hz para los canales frontales, centrales, centro-parietales y parietales. Se empleó el método de Welch (ventanas Hamming de 1s con 50% de solapamiento) para estimar el valor de la potencia en ventanas de 1.5s con una frecuencia de 8 Hz.

Las estimaciones de la potencia obtenidas en los ejemplos del conjunto de entrenamiento de -3 s a -0.5





s (con respecto al inicio del movimiento) se etiquetaron como ejemplos de la clase *reposo* y las estimaciones en  $t=0$  segundos como ejemplos de la clase *movimiento*. Se utilizó la distancia de Bhattacharayya para reducir la dimensión del espacio de características, seleccionando las diez mejores para construir el clasificador.

El clasificador se aplicó al conjunto de prueba y cada 125 ms se obtuvo su salida, identificando o no la clase *movimiento* y estimando la probabilidad de detectar la intención de movimiento.

#### 2.4.2 Detector basado en BP

Para detectar el patrón BP se ha empleado un procedimiento similar al propuesto en [8]. Se ha empleado un filtro paso-banda FIR (Finite Impulse response) para extraer el patrón BP completo.

De los 31 canales se seleccionaron tres canales virtuales C1, Cz y C2, tras aplicar un filtrado espacial, restando a éstos el potencial promedio de los canales F3, Fz, F4, C3, C4, P3, Pz y P4. Se calculó el valor promedio de BP para esos tres canales del conjunto de entrenamiento y se seleccionó para el detector del movimiento, el canal que presentaba el mayor valor absoluto en el inicio del movimiento.

El filtro adaptado final se obtuvo calculando el valor promedio BP en el intervalo entre -1.5 y 0 segundos (este instante es el estimado por los giróscopos) para el conjunto de entrenamiento. Este filtro se aplicó al canal virtual en el conjunto de prueba.

#### 2.4.3 Combinación de ambos detectores

La combinación de las salidas de los detectores BP y ERD se realizó mediante un clasificador de regresión logística, a partir de los ejemplos de las clases *reposo* y *movimiento* del conjunto etiquetado de entrenamiento y de las estimaciones dadas sobre ellos por ambos detectores. Las estimaciones obtenidas de los dos detectores (cada 125 ms) desde -3 s hasta -0.5 s con respecto al inicio del movimiento se emplearon para construir el modelo de la clase *reposo*. Del mismo modo, se construyó el modelo de la clase *movimiento* a partir de las estimaciones dadas en el inicio del movimiento.

#### 2.4.4 Selección del umbral de detección

La salida del detector global se comparó con un valor umbral para identificar la intención de movimiento en la señal. Este valor umbral se obtiene a partir del conjunto de datos de entrenamiento, siguiendo el criterio de maximizar el porcentaje de ejemplos correctos clasificados (GT), que son los ejemplos que

contienen un verdadero positivo (TP) y ningún falso positivo (FP).

#### 2.5 Métricas para la evaluación del detector y la selección del umbral

Se han empleado tres métricas para evaluar la capacidad del sistema en la detección de la intención de movimiento. La tasa de TPs se define como el porcentaje de ejemplos detectados de la clase *movimiento* en el intervalo de -0.75 s a +0.75 s respecto al inicio real del movimiento frente a todos los ejemplos reales de movimiento. La precisión del detector viene dada por el número de FPs por minuto durante los intervalos reales de reposo, de modo que es posible que en un ejemplo válido (de -5s a 0 s) pueda darse más de una falsa activación. El porcentaje de ejemplos correctamente detectados de la clase *movimiento* viene dado por el número de los ejemplos válidos en los que se detectó un TP y ningún FP entre todos los ejemplos en los que se realizó el movimiento realmente. Por último, también se calcularon las latencias en la detección del inicio del movimiento para evaluar la precisión temporal del sistema.

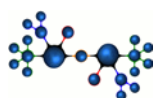
### 3. RESULTADOS

El patrón BP promedio para todos los sujetos presenta el pico en  $-19.8 \pm 57.6$  ms con respecto al inicio del movimiento. Se detectó un patrón BP homogéneo en todos los sujetos medidos. A diferencia del patrón BP, el patrón ERD presentaba variaciones en su distribución espacial entre sujetos, aunque predominando una ubicación contralateral.

Tabla 1: Resultados por sujeto y medias.

Sujeto	GT (%)	TP (%)	FP/min	Latencia (ms)
C1	81.3	82.8	0.47	-48±35
C2	63.8	81.0	1.34	-24±28
C3	39.0	56.1	2.63	-180±48
C4	64.6	70.8	0.38	-198±32
C5	69.8	84.9	1.13	-3±39
C6	61.5	71.2	1.96	-164±29
Media	63.3±13.8	74.6±10.8	1.32±0.87	-89±35

Los resultados obtenidos para cada sujeto con la metodología propuesta en la detección de la intención de movimiento se muestran en la Tabla 1. En promedio, se detectaron un  $63.3 \pm 13.8$  % de los ejemplos de movimiento correctos, esto es, sin falsas activaciones previas en el mismo ejemplo. Además, se identificaron un  $74.5 \pm 10.8$  % de los ejemplos de movimiento con  $1.32 \pm 0.87$  falsas activaciones por minuto durante los intervalos de reposo. La latencia promedio de las detecciones de movimiento fue de -



89.9 ± 349.2 ms, observándose una tendencia de la detecciones a anticiparse al instante real del inicio del movimiento.

#### 4. DISCUSIÓN Y CONCLUSIONES

Se ha propuesto una metodología para detectar el inicio de movimientos voluntarios con precisión temporal basada en el procesamiento de la actividad EEG. La novedad del estudio realizado radica en la combinación de los dos patrones corticales relacionados con el movimiento, ERD y BP, conocidos por reflejar diferentes aspectos del proceso de planificación del movimiento [15], [18]. De todo ello se infiere que una integración acertada de tales patrones pueda conducir a una mejor estimación del inicio de movimientos voluntarios, especialmente en aquellos sujetos o situaciones en los que la detección de uno de los patrones es difícil [19]. Los resultados obtenidos de este estudio apuntan a un incremento de la precisión temporal de las estimaciones comparadas con otras técnicas similares basadas sólo en el patrón BP [14]. Sin embargo, para la obtención del patrón ERD se requiere un mayor número de electrodos, lo que puede obstaculizar su aplicación clínica. Sería necesario realizar estudios posteriores para determinar el número suficiente de canales EEG buscando construir un detector preciso del patrón ERD además de su papel en la mejora de la clasificación de la intención de movimiento.

Se ha probado que el uso de giróscopos es adecuado para detectar los movimientos cuando se realizan tareas funcionales, como el alcance, ya que los patrones BP promedio encontrados presentan latencias similares a las de otros estudios que emplean electromiografía.

En futuros estudios se aplicará el sistema presentado en pacientes con daño cerebral analizando la respuesta de los pacientes a estímulos externos generados por dispositivos controlados por la salida del sistema.

#### Agradecimientos

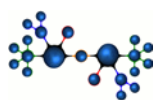
Este trabajo ha estado cofinanciado por los proyectos HYPER (CSD2009-00067) del programa CONSOLIDER INGENIO, Proyectos Cero de FGCSIC, Obra Social la Caixa y CSIC, CP\_Walker (DPI2012-39133-C03-01) y PIE-201350E070.

#### Referencias

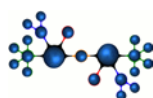
[1] J. J. Daly, Y. Fang, E. M. Perepezko, V. Siemionow, and G. H. Yue, "Prolonged Cognitive Planning Time, Elevated Cognitive Effort, and Relationship to Coordination and

Motor," *Rehabilitation*, vol. 14, no. 2, pp. 168–171, 2006.

- [2] E. Buch, C. Weber, L. G. Cohen, C. Braun, M. A. Dimyan, T. Ard, J. Mellinger, A. Caria, S. Soekadar, A. Fourkas, and N. Birbaumer, "Think to move: a neuromagnetic brain-computer interface (BCI) system for chronic stroke." *Stroke*, vol. 39, no. 3, pp. 910–7, Mar. 2008.
- [3] J. Ibáñez, J. Serrano, M. del Castillo, J. A. Gallego, and E. Rocon "Online detector of movement intention based on EEG - Application in tremor patients," *Biomed. Signal Process. Control*, vol. In press, no. 6, pp. 822–829, Nov. 2013.
- [4] I.K. Niazi, N. Jiang, O. Tiberghien, J.r.F.k. Nielsen, K. Dremstrup, and D. Farina, "Detection of movement intention from single-trial movement-related cortical potentials." *J. Neural Eng.*, vol. 8, no. 6, p. 066009, Dec. 2011.
- [5] G. Pfurtscheller and T. Solis-Escalante, "Could the beta rebound in the EEG be suitable to realize a "brain switch"?" *Clin. Neurophysiol.*, vol. 120, no. 1, pp. 24–9, Jan. 2009.
- [6] V. Morash, O. Bai, S. Furlani, P. Lin, and M. Hallett, "Classifying EEG signals preceding right hand, left hand, tongue, and right foot movements and motor imageries," *Clin. Neurophysiol.*, vol. 119, no. 11, pp. 2570–8, Nov. 2008.
- [7] G. Pfurtscheller, C. Brunner, A. Schlögl, F.H.L. daSilva, and F.H. Lopes da Silva, "Mu rhythm (de)synchronization and EEG single-trial classification of different motor imagery tasks," *Neuroimage*, vol. 31, no. 1, pp. 153–9, May 2006.
- [8] M. Jochumsen, I. K. Niazi, N. Mrachaczkersting, D. Farina, and K. Dremstrup, "Detection and classification of movement-related cortical potentials associated with task force and speed." *J. Neural Eng.*, vol. 10, no. 5, p. 056015, Aug. 2013.
- [9] J. A. Gallego, J. Ibáñez, J. L. Dideriksen, J. I. Serrano, M. D. del Castillo, D. Farina, and E. Rocon, "A Multimodal HumanRobot Interface to Drive a Neuroprosthesis for Tremor Management," *IEEE Trans. Syst. Man, Cybern. Part C (Applications Rev.)*, vol. 42, no. 6, pp. 1159–1168, Nov. 2012.
- [10] N. Mrachacz-Kersting, S. R. Kristensen, I. K. Niazi, and D. Farina, "Precise temporal association between cortical potentials evoked by motor imagination and afference induces cortical plasticity." *J. Physiol.*, vol. 590, no. Pt 7, pp. 1669–82, Apr. 2012.
- [11] I. K. Niazi, N. Mrachacz-Kersting, N. Jiang, K. Dremstrup, and D. Farina, "Peripheral electrical



- stimulation triggered by self-paced detection of motor intention enhances motor evoked potentials.” *IEEE Trans. neural Syst. Rehabil. Eng.*, vol. 20, no. 4, pp. 595–604, Jul. 2012.
- [12] G. Garipelli, R. Chavarriaga, and J. del R Milla n, “Single trial analysis of slow cortical potentials: a study on anticipation related potentials,” *J. Neural Eng.*, vol. 10, no. 3, p. 036014, Jun. 2013.
- [13] E. Lew, R. Chavarriaga, S. Silvoni, and J. R. Milla n, “Detection of self-paced reaching movement intention from EEG signals.” *Front. Neuroeng.*, vol. 5, no. July, p. 13, Jan. 2012.
- [14] R. Xu, N. Jiang, C. Lin, N. Mrachacz-Kersting, K. Dremstrup, and D. Farina, “Enhanced low- latency detection of motor intention from EEG for closed-loop brain-computer interface applications.” *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 61, no. 2, pp. 288–96, Feb. 2014.
- [15] H. Shibasaki and M. Hallett, “What is the Bereitschaftspotential?” *Clin. Neurophysiol.*, vol. 117, no. 11, pp. 2341–56, Nov. 2006.
- [16] G. Pfurtscheller and F. H. L. da Silva, “Event-related EEG/EMG Synchronization and Desynchronization: Basic Principles,” *Clin. Neurophysiol.*, vol. 110, pp. 1842–1857, 1999.
- [17] B. Hjorth, “An On-Line Transformation of EEG Scalp Potentials into Orthogonal Source Derivations,” *Electroencephalogr. Clin. Neurophysiol.*, vol. 39, no. 5, pp. 526–530, Dec. 1975.
- [18] C. Babiloni, F. Carducci, F. Cincotti, P. M. Rossini, C. Neuper, G. Pfurtscheller, and F. Babiloni, “Human movement-related poten- tials vs desynchronization of EEG alpha rhythm: a high-resolution EEG study.” *Neuroimage*, vol. 10, no. 6, pp. 658–65, Dec. 1999.
- [19] C. Guger, G. Edlinger, W. Harkam, I. Niedermayer, and G. Pfurtscheller, “How many people are able to operate an EEG- based brain-computer interface (BCI)?” *IEEE Trans. Neural Syst. Rehabil. Eng.*, vol. 11, no. 2, pp. 145–7, Jun. 2003.





## HERRAMIENTA INTELIGENTE DE APRENDIZAJE DE LA FONÉTICA INGLESA PARA NIÑOS CON DISLEXIA

Luz García Martínez<sup>1</sup>, Leonor Ortíz Santiago<sup>1</sup>, Carmen Benítez Ortúzar<sup>1</sup>  
luzgm@ugr.es, leo89@correo.ugr.es, carmen@ugr.es

<sup>1</sup>Dpto. de Teoría de la Señal, Telemática y Comunicaciones de la Universidad de Granada

Pedro Macizo Soria<sup>2</sup>, Teresa Bajo Molina<sup>2</sup>  
pmacizo@ugr.es, mbajo@ugr.es

<sup>2</sup>Dpto. de Psicología Experimental de la Universidad de Granada

### Resumen

*Esta contribución describe el proyecto de creación de una herramienta inteligente de aprendizaje de la fonética inglesa. El objetivo es diseñar una aplicación a través de la cual se plantean al usuario ejercicios de audición de palabras en inglés y se analiza su capacidad para distinguir categorías fonéticas a través del potencial de disparidad presente en su EEG. De manera individual, estas categorías fonéticas no distinguibles son reforzadas mediante imágenes visuales de las mismas. Como resultado del proceso, la herramienta ofrece un entrenamiento y monitorización del aprendizaje de la fonética y puede ser usada en sujetos con necesidades de refuerzo especiales como son los niños con dislexia.*

**Palabras Clave:** Fonética inglesa – Potencial de Disparidad – Análisis EEG.

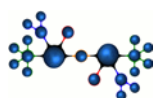
### 1 INTRODUCCIÓN

La dislexia infantil es un trastorno cognitivo que dificulta el aprendizaje y la realización de la lectura y escritura, pudiendo aparecer como síntoma de un desarrollo cerebral insuficiente para integrar estímulos auditivos y visuales [8]. El modelo de la doble ruta para el proceso de lectura [1] distingue dos vías simultáneas para llegar al significado de las palabras que un niño ve escritas: la ruta visual (el niño compara la forma visual de las palabras sin dividir las palabras en partes), y la ruta fonológica en la que los grafemas se convierten en fonemas para obtener la pronunciación de la palabra. Cuando el niño sufre dislexia, alguna de esas dos rutas o ambas no funcionan correctamente. En el caso de dislexia visual el niño tiene problemas para acceder al significado y fonología de las palabras desde la forma visual completa de las mismas. Como consecuencia, usará de forma predominante la ruta fonológica para leer y tendrá problemas en las palabras cuya escritura no se corresponde de forma directa con su pronunciación. En castellano estas

palabras son raras por ser una lengua transparente, sin embargo, el problema se agudiza mucho en el aprendizaje del inglés, ya que las letras que se usan en una u otra palabra pueden ser iguales pero pronunciarse de modo muy diferente [9]. Por otro lado, en el caso de niños con dislexia y fallos en la codificación fonológica, el aprendizaje del inglés estará dificultado puesto que esta lengua dispone de categorías fonológicas (por ejemplo, vocales) inexistentes en español. Así, los niños con dislexia fonológica tendrán problemas a la hora de aprender sonidos nuevos propios del inglés y al diferenciar unos sonidos de otros en esa lengua [9].

La incorporación de herramientas TIC en el aprendizaje del inglés permite estrategias sólo implementables con computadoras: la monitorización y el procesado automático de las respuestas del sujeto que aprende. En el escenario del aprendizaje de inglés para niños con dislexia, esto puede ser especialmente útil. El análisis de su pronunciación y la monitorización de su proceso cognitivo se pueden usar para detectar las categorías fonológicas problemáticas y efectuar un entrenamiento específico para dichas categorías, por ejemplo presentando la imagen del EEG producido durante la correcta discriminación de fonemas, a niños que no son capaces de realizar esta discriminación [5].

El primer paso para el aprendizaje exitoso que se persigue es la evaluación de los fonemas que el niño confunde. La investigación neurocognitiva ha proporcionado avances sustanciales acerca de la actividad cerebral existente cuando se produce dicha confusión de fonemas. El análisis de los potenciales relacionados con eventos (*event-related-potential ERP*) permite analizar con mucha precisión temporal los eventos neuronales asociados a los diferentes subprocesos de la producción o recepción de la lengua. En particular, el *potencial de disparidad (mismatch negativity evoked potential MMN)*, un componente con amplitud negativa pasados unos 200 ms de la presentación de un sonido, es un índice de la capacidad de discriminar contrastes fonológicos [7]. La amplitud de un MMN refleja la capacidad de realizar discriminaciones acústicas cuando el sujeto escucha un sonido diferente al que continuamente se está presentando. Si el estímulo 'diferente' es un



fonema prototipo del inglés, el aumento de la amplitud del MMN al recibir dicho estímulo se produce en hablantes del inglés, pero no en hablantes de otras lenguas que no contengan dicha categoría fonética. Es decir, los hablantes del inglés discriminan sonidos de esa lengua, mientras que no lo hacen los hablantes poco fluidos del inglés. Una vez identificados los fallos al detectar fonemas que necesitan ser entrenados el proyecto plantea una actividad de entrenamiento automático de la percepción y pronunciación de dichos fonemas.

La figura 1 muestra el proceso de aprendizaje individualizado con realimentación propuesto a través del uso de la herramienta:



Figura 1: pasos en el proceso de aprendizaje

El resto de la contribución describe la metodología de trabajo propuesta y el estado de desarrollo del proyecto. La sección 2 pormenoriza las características del potencial de disparidad buscado, y describe el registro de la señal EEG y el posterior procesado de la misma para buscar la información de interés. La sección 3 detalla el punto actual de desarrollo de la aplicación, los puntos de acción pendientes y los retos que están apareciendo durante el desarrollo de la propuesta.

## 2 METODOLOGÍA

Para la creación de la herramienta se proponen los siguientes tres objetivos específicos:

- O1. Implementar un sistema de identificación de las categorías fonológicas que el sujeto no percibe a través del análisis de su respuesta EEG ante una batería de pruebas de evaluación.
- O2. Implementar un sistema de entrenamiento para el aprendizaje de los fonemas detectados como problemáticos basado en: (i) el *feedback* al sujeto de su nivel de percepción, (ii) el uso imágenes de los fonemas no detectados auditivamente, y (iii) el reentrenamiento.
- O3. Crear una interfaz de usuario que, mediante un diálogo dirigido, gestione la salida del sistema de

monitorización EEG, gestione el *feedback* visual del proceso de aprendizaje, y guíe el proceso de entrenamiento específico.

### 2.1 EL POTENCIAL DE DISPARIDAD MMN

El Potencial de Disparidad o *Mismatch Negativity* [2] es un potencial evocado auditivo endógeno obtenido al escuchar pasivamente estímulos sonoros extraños (de baja probabilidad) entremezclados aleatoriamente en una secuencia de estímulos repetitivos. A diferencia de otros componentes endógenos de los potenciales evocados, como el P300, entre las principales características del MMN destacan que su obtención no depende del nivel atencional del sujeto siendo de especial interés para la exploración funcional de patologías auditivas y cerebrales en sujetos que no pueden o no quieren colaborar, y que se han localizado con precisión sus generadores cerebrales en la corteza temporal y frontal.

Para obtener el MMN, se presentan aleatoriamente estímulos auditivos extraños en una serie de estímulos sonoros o repetitivos que el sujeto no atiende activamente y se comparan los potenciales auditivos evocados en ambos casos (ERP del sonido repetitivo vs. ERP del sonido extraño). En la figura extraída de [2] se muestra el ejemplo de un estímulo estándar de frecuencia 1000 Hz presentado de manera repetida a un sujeto concentrado en otra tarea. Ocasionalmente este estímulo de 1000 Hz se reemplaza por estímulos de 1002 Hz, 1004 Hz, 1016 Hz o 1032 Hz. Como resultado, los potenciales evocados por los estímulos extraños de 1002 Hz, 1004 Hz y 1008 Hz son idénticos a los evocados por el estímulo estándar. Sin embargo, en el caso de estímulos extraños de 1016 y 1032 Hz aparece un segundo pico negativo a 200 ms (ver primera y tercera columna por la izquierda en la figura 2).

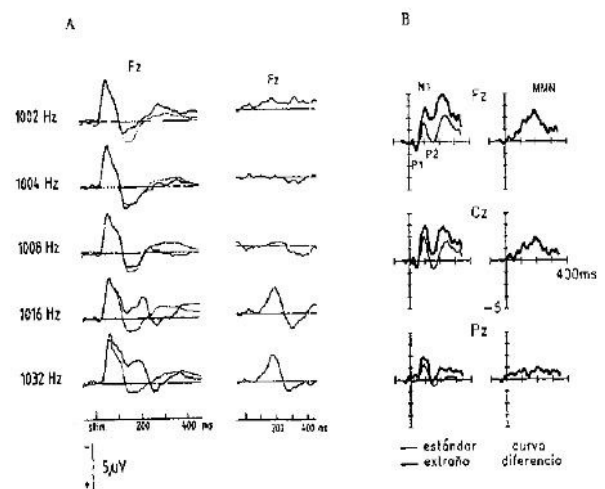
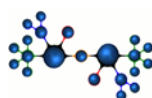


Figura 2: cálculo del potencial MMN

Al tener los estímulos raros y los estímulos estándar idénticas características físicas, si se sustrae el potencial evocado por el estímulo estándar del



potencial evocado por el estímulo extraño los componentes exógenos P1, N1 y P2 de características similares se cancelan, mientras que el componente MMN solamente evocado por el estímulo extraño puede ser representado y analizado con mayor facilidad en la 'curva diferencia' resultante (segunda y cuarta columna por la izquierda en la figura 2).

## 2.2 REGISTRO DE LOS POTENCIALES

Para el registro de la señal EEG se ha utilizado un amplificador NuAmps de Neuroscan con una frecuencia de muestreo de 1000 Hz. Se han seleccionado 9 canales EEG para el estudio: FC3, FCZ, FC4, C3, CZ, C4, CP3, CPZ, y CP4, de acuerdo con el sistema internacional 10-20 [4], que permiten detectar la respuesta cortical endógena cuando se produce discriminación auditiva. Como referencia y tierra se tomaron respectivamente los mastoides A1 y A2. La figura 3 indica la localización de los mismos:

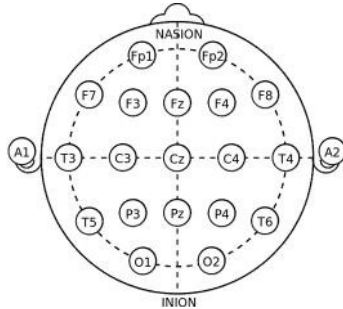


Figura 3: Sistema 10-20 de localización de los electrodos.

Los registros se hacen a una población de sujetos a la que previamente se le pasa un cuestionario sobre posibles problemas de aprendizaje/producción del lenguaje, así como su autovaloración de sus niveles de comprensión y producción de inglés oral y escrito.

Con el objetivo de detectar si el sujeto percibe los fonemas de interés para el aprendizaje del inglés, el experimento se diseña agrupando los estímulos en dos conjuntos:

- i. En primer lugar, se hace una serie de unos 500 estímulos de un tono a 1000 Hz, intercalando un tono raro de 1050 Hz de manera aleatoria. Este cambio de sonido debería ser detectado por cualquier sujeto y sirve como umbral deseable de percepción en los experimentos con sonidos vocálicos.
- ii. En segundo lugar, se presentan sonidos vocálicos de la fonética inglesa intercalando de manera aleatoria otros que difieren ligeramente. Los 10 contrastes estándar/raro usados en el

experimento son: *hod/hawed, hod/head, whod/hood, hud/hod, hid/head, head/had, had/hod, hayed/had, hayed/head, heed/hid.*[9]

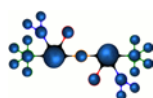
## 2.3 PROCESADO DE LA SEÑAL EEG

Una vez registrada la señal, se hace el siguiente procesado:

- Se sub-muestrea la señal a 200 Hz.
- Se hace un filtrado paso banda entre 0.5 y 30 Hz.
- Conocido el instante de emisión de los estímulos acústicos, se crean ventanas de longitud 700 ms desde 100 ms antes del instante de emisión del estímulo hasta 600 ms después del instante de emisión del estímulo.
- Se rechazan los *epochs* con amplitudes fuera del rango de  $\pm 250$  microvoltios, que están contaminados por artefactos de origen fisiológico como parpadeo, movimientos voluntarios e involuntarios del sujeto, registros de señal defectuosos, etc.
- Para eliminar diferencias producidas por artefactos o derivas de baja frecuencia no relacionadas con los ERPs que buscamos, se hace una corrección de la línea base de los *epochs*, usando el valor medio de la señal en una ventana de 1 segundo anterior al estímulo.
- Con el objetivo de eliminar los artefactos de origen fisiológico y no fisiológico con amplitudes dentro del rango  $\pm 250$  microvoltios y corregir el efecto del parpadeo en la señal, se hace un análisis de componentes principales mediante descomposición de valores singulares espaciales seguida de un filtrado espacial [6]. De este modo se separan las componentes linealmente independientes de señal que se han mezclado con el parpadeo y otros artefactos en el proceso de conducción por volumen desde la zona de la corteza relacionada con el experimento hasta los electrodos sensores que registran la señal.
- Se promedian todos los potenciales evocados por el mismo estímulo para aumentar la SNR de las señales registradas.

## 2.4 RESULTADOS PRELIMINARES

Algunos ejemplos de los resultados obtenidos se ven en las figuras siguientes, mostrando el resultado de procesar la señal del electrodo FZ en 3 sujetos sometidos al experimento con los dos conjuntos de datos: tonos distinguibles y sonidos vocálicos diferenciados de la fonética inglesa. Las figuras 4 y 5 muestran la reacción de un sujeto que detecta el cambio del estímulo normal al estímulo raro. En el caso de la figura 6, sin embargo, no se detecta el cambio. En la herramienta propuesta, una vez identificados dos



sonidos no diferenciables por el sujeto, el siguiente paso sería que el sujeto entrenase la percepción de dicho sonido.

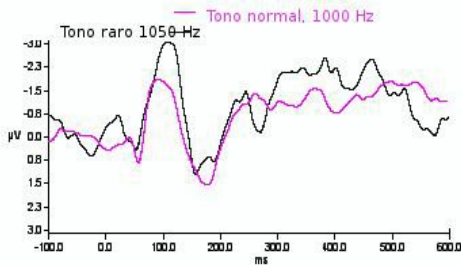


Figura 4: ejemplo de ERPs de un tono normal a 1000 Hz (tono normal) y 1050 Hz (tono desviante) para un determinado sujeto del experimento.

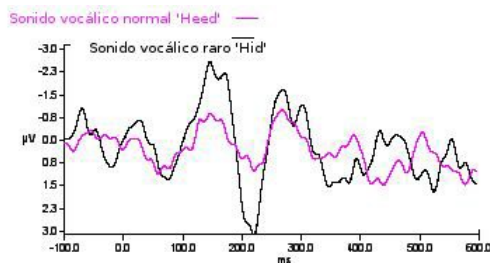


Figura 5: ejemplo de ERPs ante la emisión del sonido vocálico repetido 'heed' en rosa, intercalando de manera aleatoria el sonido vocálico 'hid' en negro.

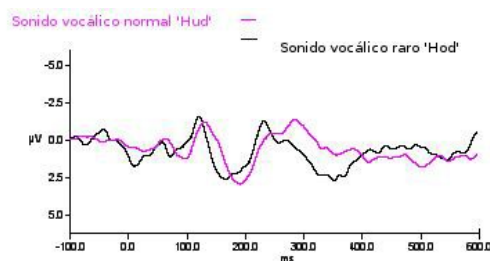


Figura 6: ejemplo de ERPs ante la emisión del sonido vocálico repetido 'hud' en rosa, intercalando de manera aleatoria el sonido vocálico 'hod' en negro

### 3 TRABAJO FUTURO

El proyecto está en una fase muy preliminar de desarrollo con las siguientes líneas de trabajo abiertas:

#### 3.1 BASE DE DATOS

En una primera fase de implementación se desarrollan las estrategias de evaluación del nivel de percepción de los sonidos vocálicos, trabajando con sujetos adultos de bajo/alto nivel de inglés, que

perciben en menor/mayor grado las diferencias entre unas categorías fonéticas y otras. Una vez alcanzado este objetivo, se hará el ajuste fino de la herramienta con sujetos disléxicos.

#### 3.2 REGISTRO Y PROCESADO DE LOS ERPs

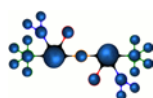
En una primera aproximación los EEGs se registran con el equipo NuAmps® de alta gama usado con fines diagnósticos. El objetivo final de esta propuesta es registrar el MMN con un neurocasco portable de una gama muy inferior al usado, como es el Neurobit® de 4 electrodos que se puede ver en la figura 7.



Figura 7: neurocasco portable de 4 electrodos Neurobit®

El registro de los ERPs con este equipo permitiría, dado su coste y su portabilidad, el uso de la herramienta con fines pedagógicos. Para ello es necesario:

- Buscar estrategias de robustecimiento con las que combatir la aún más baja SNR de los EEG registrados con el equipo de baja gama que además cuenta sólo con 4 canales.
- Definir una aplicación para gestionar el registro de potenciales con su interfaz de usuario asociada, que lleve a cabo las siguientes funciones:
  - i. Sincronizar en el tiempo los estímulos emitidos con las señales EEG registradas por el neurocasco portable, visualizando en pantalla las señales y estímulos sincronizados (cuarta pestaña del prototipo de interfaz de la aplicación mostrado en la figura 10).
  - ii. Añadir al interfaz de usuario del equipo Neurobit® una parte de procesado de los registros que en tiempo lo más real posible detecte el nivel de percepción auditiva, y determine los sonidos que hay que reforzar.





Las figuras 8, 9 y 10 muestran el prototipo en desarrollo de la interfaz de usuario que utilizaría la herramienta final con neurocasco portable.

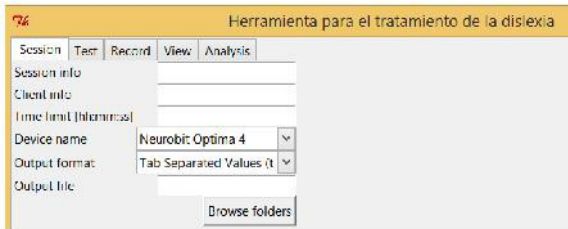


Figura 8: pestaña 1. Definición de las condiciones de registro del neurocasco portable.



Figura 9: pestaña 2. Interfaz de medida de la impedancia de los 4 electrodos, canales A, B, C y D del neurocasco portable.

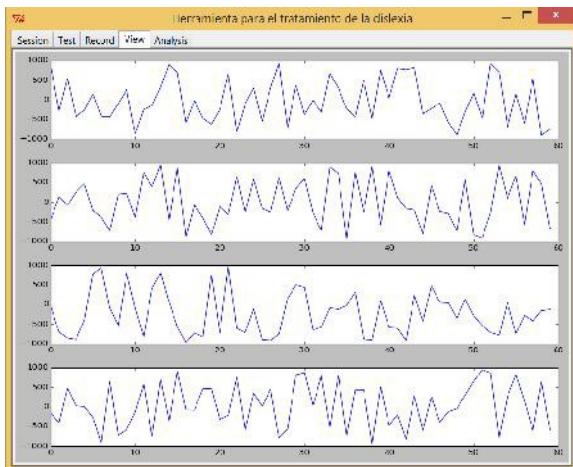


Figura 10: pestaña 4. Ejemplo de registro y visualización en tiempo real de una señal aleatoria capturada por los 4 electrodos del neurocasco portable.

### 3.3 APLICACIÓN EN TIEMPO REAL

Para que el usuario de la aplicación pueda aprovechar las ventajas del *neurofeedback*, es necesario que la evaluación de su capacidad de discriminación auditiva se haga de manera rápida. Para ello es deseable detectar el potencial de disparidad ante un estímulo con el menor número de repeticiones posible que permita una SNR de la señal suficiente para extraer información.

### Agradecimientos

Este proyecto se ha llevado a cabo con el soporte del Proyecto CEI2013-MP-29 del Campus de Excelencia CEI-BioToc Granada

### Referencias

[1]: Coltheart, M., et al. DRC: A dual route cascaded model of visual word recognition and reading aloud. *Psychological Review*, 108, 204-256.

[2]: Escera, C. Potencial de Disparidad (Mismatch Negativity): características y aplicaciones. *Anuario de psicología*, 1997. N° 72, pp 63-80, Facultat de Psicologia, Universitat de Barcelona.

[3] Hyvarinen A., Karhunen J. and Oja E. (2001). *Independent Component Analysis*. J. Wiley, New York.

[4] Jasper H. The Ten Twenty Electrode System of the International Federation. *Electroenceph. Clin. Neurophysiol.* Vol. 10, pp. 371–375, 1958

[5]: Kujala, T., et al. (2001). Plastic neural changes and reading improvement caused by audiovisual training in readingimpaired children. *PNAS* vol. 98 no. 18.

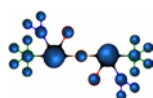
[6] Lagerlund T.D., Sharbrough FW. Busacker NE. Spatial filtering of multichannel EEG recordings through principal component analysis by singular value decomposition. *Journal of Clinical Neurophysiol.* 1997 January; 14(1):73-82.

[7]: Moreno, E. M., et al. (2008). Event related Potentials (ERPs) in the study of bilingual language processing.

[8]: Ramus, F., White, S., & Frith, U. (2006). Weighing the evidence between competing theories of dyslexia. *Developmental Science*, 9, 265–269.

[9]: Ziegler, J., et al.(2003). Developmental dyslexia in different languages: Language-specific or universal? *J. Experimental Child Psychology* 86 (2003) 169–193.

[10]: <http://www.utdallas.edu/~assmann/KIDVOW/adfem.html>.





# REGISTRO DE POTENCIALES EVOCADOS AUDITIVOS MEDIANTE UNA ARQUITECTURA MODULAR APROPIADA PARA PROPÓSITOS DE INVESTIGACIÓN

Joaquín T. Valderrama<sup>1</sup>, Miguel Franco<sup>1</sup>, Isaac Álvarez<sup>1</sup>, Ángel de la Torre<sup>1</sup>, José C. Segura<sup>1</sup>  
<sup>1</sup>Departamento de Teoría de la Señal, Telemática y Comunicaciones. Universidad de Granada. C/  
Periodista Daniel Saucedo Aranda s/n, 18071, Granada, España. jvalderrama@ugr.es.

Manuel Sainz<sup>2</sup>, José L. Vargas<sup>2</sup>  
<sup>2</sup>Servicio de Otorrinolaringología. Hospital Universitario San Cecilio. Av. Dr. Olóriz 16, 18002,  
Granada, España.

## Resumen

*El registro de potenciales evocados auditivos se utiliza en hospitales y clínicas de todo el mundo como método de detección de patologías auditivas y para estimar de forma objetiva el umbral de audición. Además, el registro de estas señales es utilizado en numerosos centros de investigación para comprender y modelar los diferentes mecanismos involucrados en el proceso de audición. Este artículo describe la constitución modular de una arquitectura que permite el registro de potenciales evocados auditivos. La naturaleza flexible y modular de esta arquitectura puede resultar de interés en numerosas aplicaciones de investigación en el campo de la audiolología.*

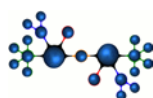
**Palabras Clave:** Tronco cerebral, PEAT, ABR, MLR, latencia media, sistema flexible, bajo coste.

## 1 INTRODUCCIÓN

Los potenciales evocados auditivos representan la actividad eléctrica del sistema nervioso en respuesta a un estímulo. Esta actividad eléctrica está caracterizada por una serie de picos de muy baja amplitud que se generan en diferentes escalas de la vía auditiva. Los potenciales evocados auditivos pueden clasificarse en función de los sitios generadores de estas señales, y en función del tiempo que ocurre entre el comienzo del estímulo y la aparición de los picos (latencia), la cual puede variar entre 1 ms y 0.5 segundos. El registro de potenciales evocados auditivos ha sido extensamente utilizado tanto en actividades clínicas como de investigación con animales y seres humanos debido a la naturaleza no invasiva del registro de estas señales. Los potenciales evocados auditivos del tronco cerebral (ABR, *auditory brainstem response*) y los potenciales de latencia media (MLR, *middle latency*

*response*) son potenciales evocados auditivos generados respectivamente en el tronco cerebral y en la corteza cerebral [4]. Los ABR incluyen una serie de ondas que ocurren durante los primeros 10 ms desde la generación del estímulo. Las ondas de los PEAT se identifican mediante números romanos secuenciales, tal y como propusieron Jewett y Williston [9]. Aunque se pueden identificar hasta siete ondas en los ABR, las ondas más robustas son los picos I, III y V. Los MLR presentan latencias entre 10 y 60 ms, e incluyen las componentes N<sub>a</sub>, P<sub>a</sub>, N<sub>b</sub> y P<sub>b</sub>. Las componentes más centrales de los MLR suelen estar afectadas por la atención, y son difíciles de registrar bajo efectos de sedación. El registro de estas señales se utiliza en hospitales y clínicas de todo el mundo como herramienta de evaluación objetiva de la audición, para detectar el umbral de audición, y para detectar ciertas patologías auditivas como el neuroma vestibular o la enfermedad de Ménière. Además, el análisis de los potenciales evocados auditivos puede ayudar a comprender los mecanismos involucrados en el proceso de audición [12,18]. El registro de estas señales involucra un amplio rango de parámetros de configuración [15]. El uso de una arquitectura de registro abierta y modular es apropiado para propósitos de investigación puesto que proporciona la flexibilidad necesaria para implementar métodos avanzados que usualmente no pueden llevarse a cabo por la mayoría de sistemas de registro comerciales [1].

Este artículo presenta una arquitectura modular de registro de potenciales evocados auditivos. Con esta arquitectura, los usuarios tienen un control total sobre cualquier parámetro de configuración. Por ejemplo, los usuarios pueden establecer el nivel de intensidad de estimulación, seleccionar el número de respuestas promediadas, utilizar el método convencional de estimulación o cualquier otro método más avanzado, fijar la frecuencia de estimulación, seleccionar la frecuencia de muestreo analógico-digital, elegir el orden y las frecuencias de corte de filtros digitales, seleccionar la polaridad y la naturaleza del estímulo



(clics, chirps, tonos eventanados, etc.), o implementar técnicas avanzadas de rechazo de artefacto. Además, esta arquitectura permite el registro del electroencefalograma (EEG) completo, lo cual permite la implementación *off-line* de métodos avanzados de procesamiento de señal. La flexibilidad de esta arquitectura modular de registro de potenciales evocados auditivos es evaluada mediante experimentos con señales ABR y MLR en diferentes condiciones de registro. La idoneidad de la arquitectura presentada en aplicaciones de investigación se discute en este artículo.

## 2 ARQUITECTURA DE REGISTRO MODULAR

### 2.1 PROCESO DE REGISTRO

El procedimiento de registro de potenciales evocados auditivos mediante la arquitectura de registro propuesta está esquematizado en la figura 1. Este proceso incluye la presentación de estímulos auditivos y el registro de sus correspondientes respuestas eléctricas mediante electrodos de superficie. La señal registrada debe ser amplificada debido a la baja amplitud de los potenciales. Esta señal suele estar significativamente contaminada por distintos tipos de artefacto, tales como ruido miogénico asociado a la actividad muscular del sujeto, ruido eléctrico derivado del amplificador, interferencias electromagnéticas y de radiofrecuencia, etc. El método utilizado para reducir los efectos de estos artefactos y mejorar la relación señal a ruido (SNR, *signal to noise ratio*) es el promediado de un gran número de respuestas auditivas [5,20]. En la arquitectura propuesta, una señal compuesta por una ráfaga de estímulos es generada por el ordenador para la estimulación del sistema auditivo y para la sincronización de las respuestas. Esta señal es enviada de forma síncrona por las salidas de un conversor digital-analógico (DAC, *digital to analog converter*). El primer canal de salida está conectado a un transductor, a través del cual la señal de estimulación excita el sistema auditivo del sujeto, generando la respuesta auditiva. Esta señal biológica, más ruido, es registrada por tres electrodos situados sobre la piel en distintos puntos de la cabeza. El EEG registrado por los electrodos es amplificado y filtrado paso banda. El EEG filtrado y amplificado es registrado de forma síncrona junto con la señal de sincronización por los canales de entrada del conversor analógico-digital (ADC, *analog to digital converter*). Finalmente, una serie de rutinas software implementan los métodos de procesado de señal necesarios para obtener los potenciales evocados auditivos. La arquitectura propuesta en este artículo involucra una serie de unidades o módulos que realizan la estimulación del

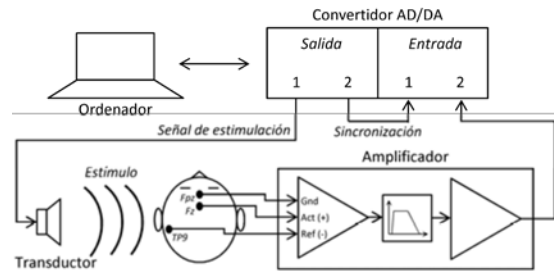


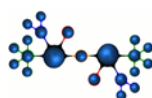
Figura 1: Esquema general de la arquitectura de registro de potenciales evocados auditivos

sistema auditivo del sujeto explorado, el registro de las correspondientes respuestas auditivas, y el procesamiento de datos necesario para obtener los potenciales evocados auditivos. Las características de estos módulos se describen a continuación.

### 2.2 MÓDULOS DE LA ARQUITECTURA

La arquitectura descrita en este artículo incluye una serie de módulos hardware y software que realizan distintas funcionalidades necesarias para el registro de potenciales evocados auditivos. La figura 2 presenta un diagrama de los módulos que componen esta arquitectura. Esta figura incluye diferentes opciones que pueden utilizarse para implementar los distintos módulos. Por ejemplo, el módulo M1 define el tipo de estímulo, y puede implementarse mediante clics monofásicos, tonos modulados, chirps, etc. El conversor analógico-digital / digital-analógico (AD/DA) conecta los módulos de los dominios digital y analógico. El conversor AD/DA incluye un conversor digital-analógico (DAC) y un conversor analógico-digital (ADC). Un ordenador implementa los módulos software de esta arquitectura, que pueden programarse mediante cualquier lenguaje de programación numérica. Las señales digitales correspondientes a las salidas de los distintos módulos software están etiquetadas en la figura. Por ejemplo, S1 es la señal digital generada por el módulo M1, y S4 representa la convolución de las señales S1 y S3. A continuación se presenta la descripción detallada de las características y funcionalidades de los módulos hardware y software que componen esta arquitectura de registro.

Los módulos M1 a M5 definen las propiedades de la señal de estimulación. El módulo M1 determina el tipo de estímulo que evocará la respuesta auditiva. Posibles tipos de estímulos son pulsos rectangulares de voltaje (clics), tonos modulados, clics filtrados, clics emparejados, plops, chirps, ruido, y estímulos por fonemas de voz, etc. La señal S1 representa el estímulo utilizado para evocar la respuesta auditiva. El módulo M2 genera la secuencia de estimulación de acuerdo con el método de estimulación especificado. La secuencia de estimulación está



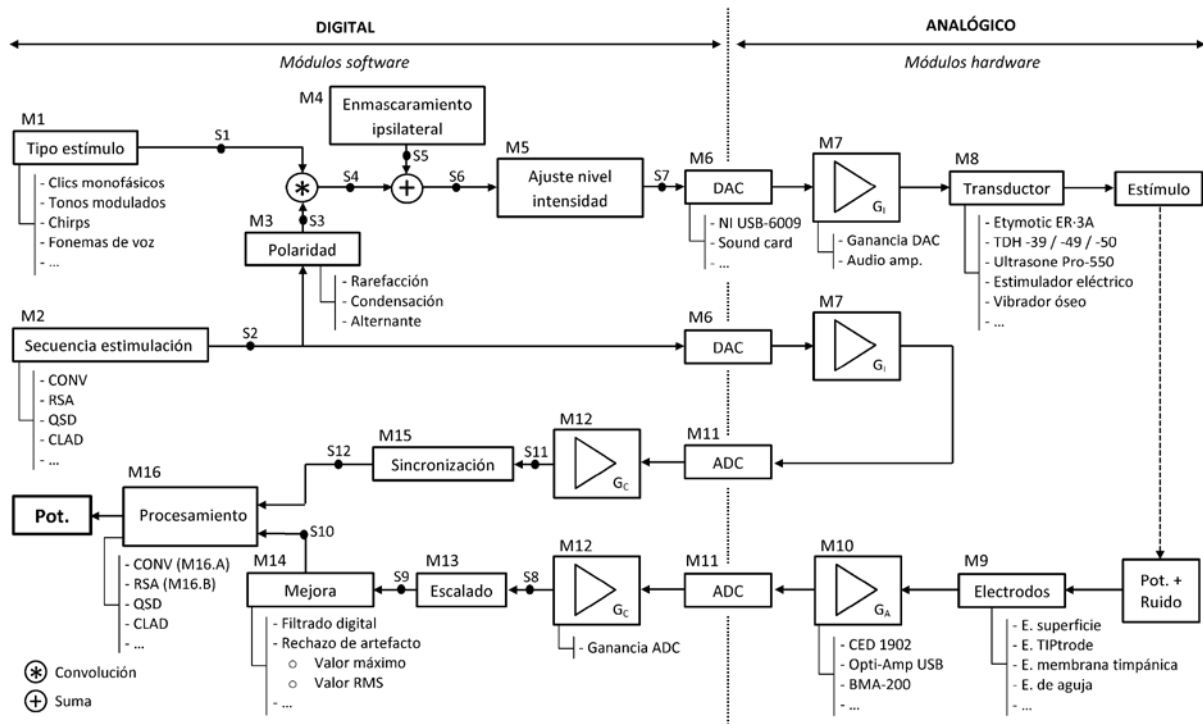
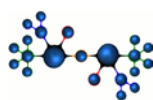


Figura 2: Diagrama de módulos de la arquitectura de registro de potenciales evocados auditivos

definida con el valor 1 en las muestras en las que comienza la estimulación, y 0 en el resto de muestras. El método convencional de estimulación (CONV) consiste en la presentación de estímulos con un intervalo entre estímulos (ISI, *inter-stimulus interval*) constante [5,20]. En este método, el ISI de la secuencia de estimulación debe ser mayor que la ventana de promediación para evitar el solapamiento de respuestas [7]. Sin embargo, la presentación de estímulos a alta tasa, en donde las respuestas están generalmente solapadas, presenta numerosas ventajas, tales como el registro de un mayor número de respuestas en el mismo tiempo de duración de la prueba [14], y el estudio de la adaptación neuronal [2,7,18]. El módulo M2 permite la implementación de métodos avanzados de estimulación que permiten el registro de respuestas auditivas solapadas. Algunos de estos métodos son *maximum length sequences* (MLS) [6], *continuous loop averaging deconvolution* (CLAD) [3,11], *quasiperiodic sequence deconvolution* (QSD) [10], y *randomized stimulation and averaging* (RSA) [17]. La señal S2 representa la secuencia de estimulación, y es utilizada tanto para la generación de la señal de estimulación como para la sincronización. El módulo M3 determina la polaridad de la estimulación. Este módulo aplica a los estímulos las polaridades de rarefacción, condensación y alternante. La señal S3 representa la secuencia de estimulación después de fijar la polaridad de los estímulos. En la señal S3, las muestras de la secuencia de estimulación en las que el estímulo comienza tienen el valor de -1 en la polaridad de rarefacción, el valor de 1 en la polaridad

de condensación, y un valor alternante (1, -1, 1, ...) en la polaridad alternante. La señal S4 representa la convolución del estímulo (S1) y la señal de estimulación con estímulos polarizados (S3). La señal S5 generada por el módulo 4, representa ruido con una distribución espectral de energía definida. El módulo M4 es opcional, y puede ser utilizado para propósitos de enmascaramiento ipsilateral, el cual permite el registro de respuestas auditivas evocadas por una sección específica de la cóclea, correspondiente a una banda de frecuencias determinada. La señal S6 se obtiene mediante la suma de las señales S4 y S5, y representa la señal de estimulación antes de ser ajustado el nivel de intensidad. El módulo M5 determina la amplitud de la señal de estimulación (S7) para generar una señal acústica en el transductor (después de la conversión digital-analógico y amplificación) de un nivel de intensidad específico medido en términos de dB nHL (dB normal hearing level) o en términos de dB SPL (dB sound pressure level). Siendo  $V_{ref}$  la amplitud de voltaje de la señal de estimulación necesaria para presentar estímulos a un nivel de intensidad de 0 dB nHL (umbral de audición), la amplitud de voltaje necesaria para presentar estímulos a una intensidad de X dB nHL viene definida por:  $V_X = V_{ref} \cdot 10^{X/20}$ . Una descripción completa del procedimiento para calibrar la referencia 0 dB nHL ( $V_{ref}$ ) está descrita por el estándar internacional ISO-389 [8].

La señal de estimulación (S7) es convertida al

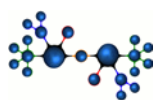


dominio analógico a través del DAC (módulo M6), amplificada (módulo M7), y enviada al transductor (módulo M8) para evocar la respuesta auditiva. Aunque la figura 2 muestra un esquema de la arquitectura de registro de AER con un DAC de dos canales de salida, se pueden añadir canales adicionales a la arquitectura para incluir otras funcionalidades como la estimulación binaural para el *screening* simultáneo de los dos oídos, y el uso de enmascaramiento contralateral para asegurar una estimulación monaural [13]. La mayor parte de los DACs incluyen una etapa de amplificación (módulo M7). Sin embargo, esta amplificación puede ser insuficiente para generar estímulos a niveles altos de estimulación, i.e., mayores que 85 dB nHL. En estos casos, se requiere una etapa de amplificación adicional que puede ser implementada por un amplificador estándar de audio. La señal de estimulación una vez convertida al dominio analógico y amplificada se envía al transductor (módulo M8) para evocar la respuesta auditiva. El sistema auditivo de un sujeto puede ser excitado por estímulos de distinta naturaleza. En la mayor parte de las aplicaciones, la naturaleza del estímulo es acústica, y el transductor que se utiliza es una pareja de auriculares. Los auriculares de inserción Etymotic ER-3A (Etymotic Research, Inc., Elk Grove Village, IL) y los auriculares Telephonics TDH -39, -39, -50 (Cadwell Laboratoires, Inc., Kennewick, WA) son transductores ampliamente utilizados en aplicaciones de audiología. El módulo M8 puede también ser implementado por transductores que generen estímulos de otra naturaleza, como vibradores óseos, y estimuladores eléctricos.

Las respuestas auditivas evocadas por el transductor junto con ruido derivado de la actividad miogénica del sujeto y otras interferencias electromagnéticas y de radiofrecuencia componen el EEG registrado por los electrodos (módulo M9). El módulo M9 puede ser implementado por electrodos de superficie colocados en la cabeza de acuerdo con las posiciones estándar definidas por el Sistema Internacional 10-20. Los electrodos activo, tierra y referencia pueden situarse en parte superior de la frente (Fz), en la parte inferior de la frente (Fpz), y en la mastoides ipsilateral (TP9 / TP10) respectivamente, tal y como muestra la figura 1. La baja amplitud de las respuestas evocadas auditivas en los electrodos (usualmente inferior a 1  $\mu$ V) requiere una gran amplificación con la intención de que el EEG pueda ser registrado por el ADC. Además, la adaptación del EEG registrado incluye una etapa de filtrado para reducir la energía en las componentes de frecuencia que no son de interés en el registro de la respuesta evocada auditiva. Este proceso se lleva a cabo a través de un amplificador (módulo M10). Existen numerosos amplificadores comerciales que pueden ser utilizados para este propósito. Algunos de los amplificadores comerciales disponibles son el isolated pre-amplifier

CED 1902 (Cambridge Electronic Design Limited, Cambridge, United Kingdom), el optical bioamplifier Opti-Amp USB (Intelligent Hearing Systems, Miami, FL), y el portable bioamplifier BMA-200 (CWE, Inc., Ardmore, PA).

El EEG amplificado y filtrado es digitalizado por el ADC (módulo M11). En este módulo, el usuario puede definir la frecuencia de muestreo (fS) y el número de bits de cuantización. Las conversiones analógico-digital y digital-analógico (módulos M6 y M11) pueden ser implementados tanto por una tarjeta de conversión AD/DA como la NI USB-6009 (National Instruments Corp., Austin, TX) o a través de una tarjeta de sonido como la Sound Blaster X-Fi HD (Creative Technology Ltd., Jurong East, Singapore). El módulo M12 representa la etapa de amplificación del ADC. La ganancia de esta amplificación (GC) puede establecerse mediante software. El módulo M13 realiza el escalado de la señal registrada (S8) en su correspondiente valor en los electrodos (S9). El correcto escalado de la señal registrada requiere la calibración de la ganancia del amplificador en la banda de paso (GA) y la ganancia del ADC (GC). El valor de GA puede ser estimado a través del diagrama de Bode del amplificador (M10). El valor de GC puede determinarse mediante la correlación de una señal registrada cuyo máximo valor en voltios es conocido (Vhi) con su correspondiente valor en la señal registrada (Xhi),  $GC = Vhi/Xhi$ . El valor escalado en microvoltios en los electrodos es:  $S9 (\mu V) = S8 \cdot 1/GC \cdot 1/GA \cdot 106$ . El módulo M14 incorpora algoritmos para incrementar la calidad de la respuesta tales como filtrado digital y técnicas de rechazo de artefacto, basadas por ejemplo, en el valor máximo registrado o en el valor RMS de la trama. La señal S10 representa el EEG realzado. El módulo de sincronización (M15) utiliza el registro de la secuencia de estimulación (señal S2) A trigger para determinar las muestras en las que comienza cada estímulo presentado. La señal de sincronización (S12) está compuesta de muestras con el valor de 1 que indican el inicio de cada estímulo, y con valor 0 en el resto de los casos. El módulo de procesamiento M16 implementa los algoritmos necesarios para obtener la respuesta evocada auditiva a partir del EEG realzado (S10) y de la señal de sincronización (S12), de acuerdo con el método de estimulación-registro seleccionado. Por ejemplo, los algoritmos necesarios para implementar el método CONV se basan en la promediación de las respuestas auditivas asociadas a cada estímulo [5,20], y el procesamiento del método RSA consiste en la promediación de las respuestas auditivas asociadas a cada estímulo después de implementar blanking digital, un método de reducción de artefacto que evita el procesamiento de muestras del EEG contaminadas con el artefacto de estimulación [17]. La señal de salida del módulo M16 da como resultado el potencial evocado auditivo.



### 3 DISCUSIÓN

En este artículo se presenta la concepción modular de una arquitectura de registro de potenciales evocados auditivos. Los módulos hardware y software que componen esta arquitectura realizan distintas funcionalidades necesarias para registrar respuestas auditivas. Estas funcionalidades incluyen la definición de los parámetros de la estimulación (tipo de estímulo, polaridad, técnica de estimulación, enmascaramiento, intensidad, etc.), la generación del estímulo a través de un transductor, el registro de las respuestas auditivas a través de una serie de electrodos, la amplificación del EEG registrado, y el procesamiento de señal necesario para obtener los potenciales evocados auditivos, el cual incluye la sincronización de las respuestas con su estímulo correspondiente, el escalado de la señal registrada, y el realce de la señal por medio de técnicas de filtrado digital y de rechazo de artefacto.

A pesar de que existe en el mercado un amplio abanico de sistemas comerciales de registro de potenciales, la mayor parte de ellos no son suficientemente flexibles para propósitos de investigación. Por un lado, los sistemas clínicos de registro están diseñados para aplicaciones específicas, e.g., la determinación del umbral de audición, y no permiten el control de la mayor parte de parámetros involucrados en la estimulación, registro y procesamiento de datos. Por otro lado, los sistemas comerciales de investigación presentan un carácter más abierto que los sistemas clínicos, sin embargo, la flexibilidad de estos sistemas viene limitada por las funcionalidades que ofrecen las aplicaciones software de estos sistemas, presentando ciertas dificultades en el diseño de estímulos específicos o en la implementación de métodos avanzados de estimulación o de rechazo de artefacto. A diferencia de estos sistemas comerciales, el carácter abierto, modular y flexible de la arquitectura de registro presentada en este artículo permite la configuración de sistemas de registro apropiados para aplicaciones específicas de investigación.

Cada módulo de la arquitectura puede implementarse mediante distintas opciones, e.g., el tipo de estímulo puede ser un clic monofásico, un tono modulado, fonemas vocales, etc.; la polaridad puede ser rarefacción, condensación o alternante; el conversor AD/DA puede ser una tarjeta de adquisición de datos o una tarjeta de sonido; el transductor puede ser un auricular de inserción, auriculares supra-aurales, un estimulador eléctrico, un vibrador óseo, etc.; los electrodos pueden ser de superficie, de aguja subcutánea, de membrana timpánica, etc. Distintas configuraciones de los módulos de esta arquitectura dan lugar a distintos sistemas de registro apropiados en determinadas aplicaciones específicas. Esta

particularidad otorga a la arquitectura de una gran flexibilidad, puesto que cualquier elemento involucrado en el registro de potenciales evocados auditivos puede ser controlado por el usuario.

La arquitectura descrita en este artículo ha sido utilizada para implementar sistemas de registro de distintas configuraciones que han permitido llevar a cabo numerosas actividades de investigación. Una configuración de módulos de esta arquitectura de registro está descrita en [16], y ha sido utilizada, entre otras aplicaciones, (a) para desarrollar el método RSA y comparar su rendimiento con QSD a través de señales ABR registradas a varias tasas de estimulación [17]; (b) para realizar un estudio sobre los mecanismos rápidos y lentos de la adaptación neuronal en seres humanos a través del análisis de la morfología de respuestas ABR obtenidas mediante el método de separación de respuestas [18]; y (c) para desarrollar y evaluar un método automático de evaluación de calidad y parametrización de picos en términos de amplitud, latencia y anchura [19].

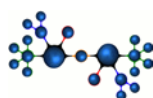
### 4 CONCLUSIÓN

En este artículo se describe la naturaleza modular de una arquitectura de registro de potenciales evocados auditivos. El carácter abierto y flexible de esta arquitectura formada por módulos independientes ofrece la posibilidad de implementar configuraciones óptimas de registro para aplicaciones específicas de investigación en audiolología.

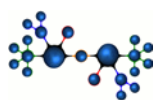
#### Agradecimientos

Esta investigación ha sido financiada por el proyecto “Diseño, implementación y evaluación de un sistema avanzado de registro de potenciales evocados auditivos del tronco (PEAT) basado en señalización codificada” (TEC2009-14245), Plan Nacional de I+D 2008-2011, Ministerio de Economía y Competitividad (Gobierno de España); por la “Granada Excellence Network of Innovation Laboratories – Startup Projects for Young Researchers Programme (GENIL-PYR 2014), Campus de Excelencia Internacional, Ministerio de Economía y Competitividad (Gobierno de España); y por la beca de “Formación de Profesorado Universitario” (FPU, AP2009-3150), Ministerio de Educación, Cultura y Deporte (Gobierno de España).

#### Referencias

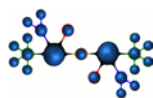


- [1] Bahmer, A., Peter, O., Baumann, U., (2008) "Recording of electrically evoked auditory brainstem responses (E-ABR) with an integrated stimulus generator in Matlab", *Journal of Neuroscience Methods*, vol. 173, pp. 306-314.
- [2] Burkard, R., Shi, Y., Hecox, K.E., (1990) "A comparison of maximum length and legendre sequences for the derivation of brain-stem auditory-evoked responses at rapid rates of stimulation", *Journal of Acoustical Society of America*, vol. 87, pp. 1656-1664.
- [3] Delgado, R.E., Özdamar, O., (2004) "Deconvolution of evoked responses obtained at high stimulus rates", *Journal of the Acoustical Society of America*, vol. 115, pp. 1242-1251.
- [4] Eggermont, J.J., (2007) Electric and magnetic fields of synchronous neural activity. En: *Auditory Evoked Potentials. Basic principles and clinical application*. Lippincott Williams & Wilkins, pp. 2-21.
- [5] Elberling, C., Don, M., (2007) Detecting and assessing synchronous neural activity in the temporal domain (SNR, Response detection). En: *Auditory Evoked Potentials. Basic principles and clinical application*. Lippincott Williams & Wilkins, pp. 102-123.
- [6] Eysholdt, U., Schreiner, C., (1982) "Maximum length sequences: A fast method for measuring brain-stem-evoked responses", *Audiology*, vol. 21, pp. 242-250.
- [7] Hall, J.W., (2007) *New handbook of Auditory Evoked Responses*, Allyn and Bacon, Boston MA.
- [8] ISO 389-x. Acoustics – Reference zero for the calibration of audiometric equipment – Part 1-9. International Organization for Standard.
- [9] Jewett, D.L., Williston, J.S., (1971) "Auditory-evoked far fields averaged from the scalp of humans", *Brain*, vol. 94, pp. 681-696.
- [10] Jewett, D.L., Caplovitz, G., Baird, B., Trumpis, M., Olson, M.P., Larson-Prior, L.J., (2004) "The use of QSD (q-sequence deconvolution) to recover superposed transient evoked-responses", *Clinical Neurophysiology*, vol. 115, pp. 2754-2775.
- [11] Özdamar, O., Bohórquez, J., (2006) "Signal-to-noise ratio and frequency analysis of continuous loop averaging deconvolution (CLAD) of overlapping evoked potentials", *Journal of the Acoustical Society of America*, vol. 119, pp. 429-438.
- [12] Özdamar, O., Bohórquez, J., Ray, S.S., (2007) "Pb(P1) resonance at 40 Hz: Effects of high stimulus rate on auditory middle latency responses (MLRs) explored using deconvolution", *Clinical Neurophysiology*, vol. 118, pp. 1261-1273.
- [13] Reid, A., Thornton, A.R.D., (1983) "The effects of contralateral masking upon brainstem electric responses", *British Journal of Audiology*, vol. 17, pp. 155-162.
- [14] Thornton, A.R.D., Slaven, A. (1993) "Auditory brainstem responses recorded at fast stimulation rates using maximum length sequences", *British Journal of Audiology*, vol. 27, pp. 205-210.
- [15] Thornton, A.R.D., (2007) Instrumentation and Recording Parameters. En: *Auditory Evoked Potentials. Basic principles and clinical application*. Lippincott Williams & Wilkins, pp. 73-101.
- [16] Valderrama, J. T., Álvarez, I., de la Torre, A., Segura, J.C., Sainz, M., Vargas, J.L., (2011) "Educational approach of a BAER recording system based on experiential learning", *Technics Technologies Education Management*, vol. 6, pp. 398-407.
- [17] Valderrama, J. T., Álvarez, I., de la Torre, A., Segura, J.C., Sainz, M., Vargas, J.L., (2012) "Recording of auditory brainstem responses at high stimulation rates using randomized stimulation and averaging", *Journal of the Acoustical Society of America*, vol. 132, pp. 3856-3865.
- [18] Valderrama, J. T., de la Torre, A., Álvarez, I., Segura, J.C., Thornton, A.R.D., Sainz, M., Vargas, J.L., (2014) "A study of adaptation mechanisms based on ABR recorded at high stimulation rate", *Clinical Neurophysiology*, vol. 125, pp. 805-813.
- [19] Valderrama, J. T., de la Torre, A., Álvarez, I., Segura, J.C., Thornton, A.R.D., Sainz, M., Vargas, J.L., (2014) "Automatic quality assessment and peak identification of auditory brainstem responses with fitted parametric peaks", *Computer Methods and Programs in Biomedicine*, vol. 114, pp. 262-275.
- [20] Wong, P.K.H., Bickford, R.G., (1980) "Brain stem auditory evoked potentials: the use of noise estimate", *Electroencephalography and*





*Clinical Neurophysiology, vol. 50, pp. 25-34.*





# MÉTODO AUTOMÁTICO DE SEGUIMIENTO DE RESPUESTAS EVOCADAS AUDITIVAS BASADO EN LA PARAMETRIZACIÓN DE SERIES DE REGISTROS

Jose M. Morales<sup>1</sup>, Joaquín T. Valderrama<sup>1</sup>, Isaac Álvarez<sup>1</sup>, Ángel de la Torre<sup>1</sup>, José C. Segura<sup>1</sup>  
<sup>1</sup>Departamento de Teoría de la Señal, Telemática y Comunicaciones. Universidad de Granada. C/ Periodista Daniel Saucedo Aranda s/n, 18071, Granada, España. jmme@correo.ugr.es

Manuel Sainz<sup>2</sup>, José L. Vargas<sup>2</sup>  
<sup>2</sup>Servicio de Otorrinolaringología. Hospital Universitario San Cecilio. Av. Dr. Olóriz 16, 18002, Granada, España.

## Resumen

*Los potenciales evocados auditivos del tronco cerebral son una herramienta de evaluación objetiva de la audición ampliamente utilizada en hospitales y clínicas de todo el mundo. La evaluación y detección automática de parámetros característicos de estas señales pueden dar lugar a un diagnóstico muy preciso. El uso de métodos automáticos favorece esta evaluación. Este artículo presenta un método de seguimiento de respuestas evocadas auditivas mediante parametrización de series de registros (SSP). Este método está basado en el proceso que sigue un audiólogo en la evaluación subjetiva de un registro. El método SSP se valida en este artículo con la realización de dos experimentos. En el primero, se observan los resultados para series de registros sintetizados artificialmente. El segundo evalúa transformaciones en la morfología de series de registros reales. Los resultados de este artículo indican que el método (a) parametriza de forma precisa los parámetros de latencia, compresión y amplitud, por tanto (b) realiza un correcto seguimiento de los cambios en la morfología de las respuestas en términos de latencia, amplitud y compresión. La importancia y posibles aplicaciones de estos resultados son destacadas en este artículo.*

**Palabras Clave:** Tronco cerebral, PEAT, método automático, evaluación, detección.

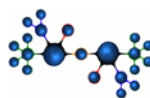
## 1 INTRODUCCIÓN

Los potenciales evocados auditivos del tronco cerebral (PEAT) son la respuesta neuroeléctrica que produce el nervio auditivo frente a un estímulo sonoro [5]. La naturaleza no invasiva del proceso de registro de estas señales ha favorecido su uso. Su utilización se extiende por (a) el ámbito clínico, donde se usa como herramienta para la detección de déficits auditivos y (b) la investigación, estudios de adaptación y mecanismos

involucrados en el proceso auditivo. Los PEAT aparecen durante los 10 ms posteriores a la estimulación acústica [2]. Se puede observar una serie de ondas que son denominadas por letras romanas [6]. Aunque se pueden identificar hasta 7 ondas, los picos III y V son los más robustos.

La calidad del registro depende de la probabilidad de la existencia de una respuesta de origen biológico: Un registro de mayor calidad permitirá obtener resultados más concluyentes. Esta evaluación se puede realizar de forma subjetiva (audiólogo) u objetiva. Se ha demostrado que los métodos automáticos mejoran la evaluación [1]. Este estudio pone de manifiesto las diferencias entre evaluaciones subjetivas. Con una evaluación automática de la calidad, (a) el proceso de obtención de registro se mejora, al permitir detener la adquisición cuando la calidad sea suficiente; y (b) se unifica el protocolo de obtención y evaluación. Se han propuesto varios métodos de evaluación de la calidad con anterioridad. Entre ellos podemos destacar: coeficiente de correlación, la estimación de la SNR utilizando un único punto ( $F_{SP}$ ) y la utilización de plantillas paramétricas (Fitted parametric peaks, FPP). El método del coeficiente de correlación se basa en la reproducibilidad de dos registros PEAT consecutivos obtenidos de forma similar para determinar la presencia/ausencia de respuesta biológica [10]. El método  $F_{SP}$  evalúa la calidad del registro teniendo en cuenta el valor de un punto para diferentes muestras [4]. Por último, el método FPP utiliza plantillas paramétricas que se ajustan a las ondas más significativas del PEAT proporcionando información sobre la SNR así como las medidas de la amplitud pico a pico, la latencia, o la anchura del pico [9].

Este artículo presenta un nuevo método de seguimiento de respuestas evocadas auditivas mediante Parametrización de Series de Registros (*Set of Signal Parametrization, SSP*). Está basado en el proceso que sigue un audiólogo para la evaluación de un registro. Analiza las transformaciones en la morfología de los PEAT registrados en diferentes condiciones de registro. El método SSP podría tener aplicaciones en la



evaluación de la calidad de los registros y en la detección de la existencia de respuesta de origen biológico. Resultados preliminares de este trabajo se presentaron en el congreso International *Evoked Response Audiometry Study Group* (IERASG), Nueva Orleans (Junio 2013).

## 2 DESCRIPCIÓN DEL MÉTODO

Esta sección describe el método de seguimiento de respuestas evocadas auditivas mediante parametrización de series de registros (SSP), una nueva técnica que intenta aproximar el enfoque subjetivo de un audiólogo, al considerar una serie de registros, y no señales PEAT aisladas. Cuantifica los parámetros de amplitud, latencia y compresión observados en una serie de registros.

El uso de plantillas para la evaluación de la calidad se propuso en [3]. En este estudio el PEAT es evaluado realizando la correlación cruzada con una plantilla de referencia. Puesto que la morfología de los PEAT varía con las condiciones de registro el problema principal que surge es la necesidad de una gran base de datos con la que poder realizar dichas plantillas para distintos tipos de estimulación. En el caso del SSP, no es necesaria dicha base de datos. Esto es debido al uso de la propia serie de registros como base de datos de referencia para evaluar cada conjunto por sí solo.

### 2.1 Método de parametrización de series de registros (SSP)

En primer lugar, para cada serie de registros, se define una  $x_{ref}$ . Dependiendo del tipo de estimulación, se asume como  $x_{ref}$  la señal PEAT más clara. Esto es debido a que es más fácil detectar a estas estimulaciones los picos característicos (ondas III y V). Denominamos registro de test ( $x_{test}$ ) a cada registro sucesivo en la serie. El método monitoriza las modificaciones que se realizan sobre  $x_{test}$  para que realice el mejor ajuste con  $x_{ref}$ . Estas modificaciones son un desplazamiento temporal  $\delta$ , un factor de amplitud ( $Fa$ ) y un factor de compresión/expansión  $\sigma$ :

$$x_{ref}(F\text{Amplitud}, \delta, \sigma) = Fa x_{test}\left(\frac{t-\delta}{\sigma}\right) \quad (1)$$

El mejor ajuste se realiza mediante el cálculo del error cuadrático medio, minimizando la energía del error. Por lo tanto, el método realizaría una búsqueda tridimensional ( $\delta$ ,  $Fa$ ,  $\sigma$ ) que puede ser reducida a una búsqueda unidimensional para optimizar la carga computacional. En esta búsqueda unidimensional, se hace un barrido en el factor de compresión/expansión. Para cada factor de compresión/expansión  $\sigma$ , el desplazamiento óptimo  $\delta$  será calculado realizando una correlación cruzada entre la señal de test y la de referencia. La búsqueda del desplazamiento se realiza en un intervalo acotado. La obtención de estos rangos

acotados se detalla en la sección 3.3.1. De esta forma, se tienen en cuenta las posibles variaciones de latencia que pudiese haber entre distintos sujetos sin incluir ondas adyacentes, que pudiesen derivar en un error. Una vez obtenido los valores de compresión  $\sigma$  y desplazamiento  $\delta$  óptimo, el cálculo del factor de amplitud resulta de proyectar  $x_{test}$  sobre  $x_{ref}$ :

$$\begin{aligned} \text{Proyección}(x_{test}, x_{ref}) &= \frac{x_{test} \cdot x_{ref}}{|x_{ref}|} \quad (2) \\ F\text{Amplitud} &= \frac{|x_{ref}|}{\text{Proyección}} \end{aligned}$$

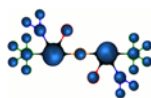
Por último, se calcula el coeficiente de determinación  $R^2$  entre la señal de referencia y la de test. De esta forma se estima si los datos experimentales pueden modelarse con la señal de referencia como objetivo.

## 3 EVALUACIÓN DEL MÉTODO

Para validar el rendimiento del método descrito en este artículo se han realizado dos experimentos. En el experimento 1, se sintetizaron de forma artificial series de registros que emulasen el comportamiento de los PEAT para diferentes estimulaciones y se observó si el método era sensible a los cambios producidos. En el experimento 2, se realizó la evaluación del método con registros reales. En esta sección se presenta el proceso de obtención de los registros y los resultados obtenidos en cada uno de los experimentos.

### 3.1 Registro EEG y procesamiento de señal

El proceso de obtención de EEG consiste en presentar una serie de estímulos auditivos a un sujeto y registrar su respuesta eléctrica asociada. Los registros se tomaron en una sala minimizando las condiciones de ruido electromagnético. Se propuso que los sujetos se acomodaran para reducir el ruido miogénico. Se estableció el nivel 0 dBnHL (nivel en el que el estímulo es detectable) considerando el umbral de audición en un grupo de 24 personas (20 varones, 4 mujeres) con edades entre 14-57 años sin problemas auditivos. Se registraron los PEAT (a) variando la intensidad del estímulo y (b) variando la tasa de estimulación (RSA). La calibración de los niveles de intensidad se realizó usando una "Artificial Ear Type 4153" (Brüel & Kjær Sound & Vibration Measurement A/S, Nærum, Denmark). Los EEG se registraron usando tres electrodos de superficie (positivo, tierra y referencia) colocados en la piel. Se situaron en la frente (cercano al pelo), en la parte baja de la frente y en la mastoide respectivamente. Para ambas estimulaciones, el EEG fue amplificado y después filtrado [8]. La señal se muestreó a 25 KHz y fue cuantificada con 16 bits para su almacenamiento. El procesamiento de datos se realizó utilizando algoritmos implementados en MATLAB. Se puede encontrar una descripción más



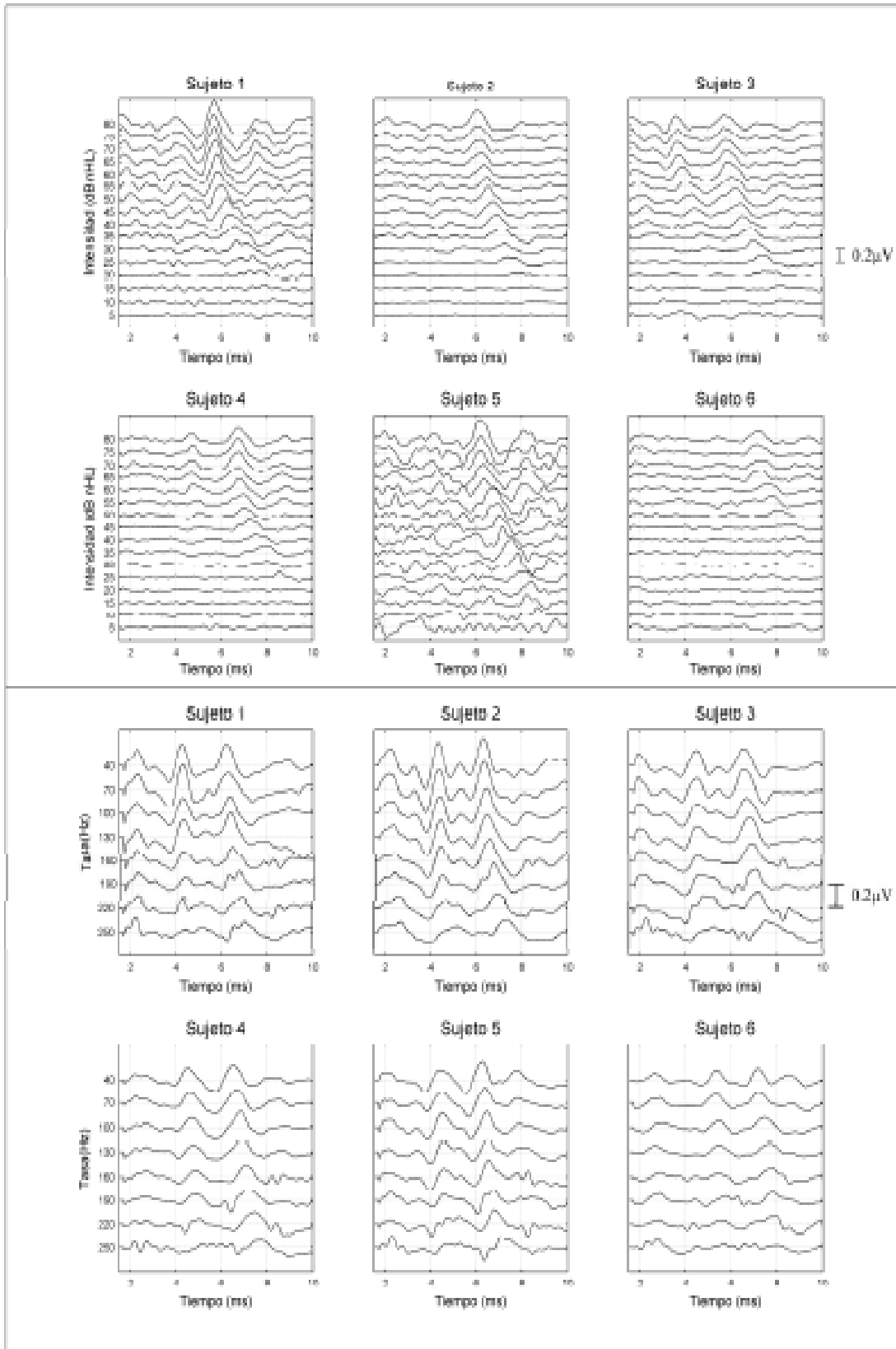
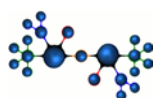


Figura 1: Series de registros obtenidos para dos formas de estimulación: variación de la intensidad (superior) y variación de la tasa (inferior). Los Sujetos 1-4 fueron utilizados para el entrenamiento y los Sujetos 5-6 para evaluación del método.



detallada del sistema de registro en [7]. Todos los sujetos registrados fueron voluntarios y se les informó detenidamente del protocolo.

### 3.2 Experimento 1

#### 3.2.1 Sujetos y métodos

Se evaluó la eficacia del seguimiento automático de las respuestas mediante el método SSP en este primer experimento. Se sintetizaron distintas series de registros en las que se modificó un parámetro conocido (latencia, amplitud, compresión) de la señal y se comparó con el resultado obtenido por el método. Las series de registros se sintetizaron a partir de uno de los registros realizados. Una vez elegido el registro de referencia, se le modificaron (a) la latencia- amplitud y (b) la compresión-amplitud. Los valores de sintetizado se eligieron en consistencia con la bibliografía existente [9]. A continuación se procesaron los registros sintetizados con el método SSP.

#### 3.2.2 Resultados

La tabla 1 muestra los resultados obtenidos por el método SSP de forma automática para unas respuestas sintetizadas artificialmente a partir de un registro real que se tomó de referencia. En la tabla 1 se muestran los resultados obtenidos para un registro simulando el comportamiento de un barrido de intensidades. El valor del coeficiente de determinación  $R^2$  es uno o cercano a la unidad en todos los casos, ya que no se introdujo ningún ruido en el proceso de sintetizado y las señales eran versiones desplazadas y reducidas de la de referencia. El factor de compresión es igual a uno debido a este mismo hecho, siendo además consistente con la bibliografía. Los valores de latencia y factor de amplitud también son consistentes con la bibliografía [2] y aumentan conforme disminuye la intensidad de estimulación. La tabla muestra que los cambios en los parámetros se detectaron correctamente, obteniendo diferencias entre los valores impuestos en la sintetización y los detectados iguales a cero o muy cercanos a él. Esto último puede ser debido a que para señales de baja intensidad el rango de comparación pierde información al requerir muestras que no están disponibles. En la tabla 2, se simula el comportamiento de un registro a distintas tasas de estimulación. El factor de compresión tiene sentido en este tipo de estimulación en cuanto la distancia de las ondas III-V aumenta conforme aumenta la tasa de estimulación, es decir, a mayor tasa de estimulación, mayor será la expansión[8]. De nuevo, el coeficiente de determinación obtenido es muy cercano a uno. La latencia detectada es igual a cero, una medida correcta ya que en este caso sólo se modificó el factor de compresión y la amplitud como ya se indicó en la sección anterior. Por último, los valores del factor de compresión y amplitud detectados son

precisos siendo la diferencia con valores que se podrían aproximar a cero.

Tabla 1: Parámetros medidos por el método SSP para una señal sintetizada (latencia-amplitud). Se muestra el coeficiente de determinación, la latencia de la onda V, el factor de compresión  $\sigma$  y amplitud con respecto a la señal de referencia  $x_{ref}$  y la diferencia entre los valores impuestos y los medidos por el método.

Intensidad (dBnHL)	$R^2$	$\delta$ (ms)	$\sigma$	F.Amp	$\Delta\delta$	$\Delta FA$
75	1,000000	0,28	1	1,1	0	0
70	1,000000	0,36	1	1,15	0	0
65	1,000000	0,4	1	1,25	0	0
60	1,000000	0,48	1	1,5	0	0
55	1,000000	0,64	1	2	0	0
50	1,000000	0,76	1	2,2	0	0
45	1,000000	0,96	1	2,5	0	0
40	1,000000	1,12	1	3	0	0
35	1,000000	1,36	1	3,4	0	0
30	1,000000	1,64	1	3,8	0	0
25	1,000000	1,96	1	4,2	0	0
20	1,000000	2,32	1	4,6	0	0
15	1,000000	2,72	1	5	0	0
10	0,996598	3,16	1	7,02389	0	0,02389
5	0,987902	3,48	1	10,12246	0	0,12246

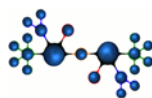
Tabla 2: Parámetros medidos por el método SSP para una señal sintetizada (compresión-amplitud). Se muestran el coeficiente de determinación, la latencia de la onda V, el factor de compresión  $\sigma$  y amplitud con respecto a la señal de referencia  $x_{ref}$  y la diferencia entre los valores impuestos y los medidos por el método.

Tasa (Hz)	$R^2$	$\delta$ (ms)	$\sigma$	F.Amp	$\Delta\sigma$	$\Delta FA$
70	0,999980	0	0,98	1,104062	0	0,004062
100	0,999971	0	0,95	1,155634	0	0,005634
130	0,999860	0	0,9198	1,255883	0,0002	0,005883
160	0,999535	0	0,8998	1,507134	0,0002	0,007134
190	0,998795	0	0,8798	2,010320	0,0002	0,10320
220	0,996934	0	0,85	2,211730	0	0,011730
250	0,995299	0	0,8198	2,514639	0,0002	0,014639

### 3.3 Experimento 2

#### 3.3.1 Sujetos y métodos

En el segundo experimento, se realizó un procesado de series de registros, en PEAT reales en distintas condiciones de registro. Se registraron señales PEAT (a)



variando la intensidad del estímulo y (b) variando la tasa de estimulación (RSA)[8]. Para cubrir los distintos tipos de estimulación, la muestra total se dividió en dos grupos de 12 sujetos (9 varones-3 mujeres para intensidad; 11 varones-1 mujer para tasa). Para la intensidad, se realizó un barrido desde 0 a 80 dBnHL, en pasos de cinco dB con estimulación convencional, tomando el registro de 80 dBnHL como  $x_{ref}$ . Un total de 16 registros de 10000 sweeps de duración cada uno por sujeto. En segundo lugar, para distintas tasas el nivel de intensidad fue de 70 dBnHL y las tasas se variaron desde los 40 a 250 Hz en pasos de 30 Hz usando la técnica de *Randomized Stimulation Averaging* (RSA). En este caso  $x_{ref}$  se tomó el registro de 40 Hz. Esta técnica nos permite registrar los PEAT a altas tasas de estimulación usando estímulo con jitter (8). El jitter de una secuencia de estimulación mide la cantidad de dispersión del intervalo estímulo en comparación con la presentación periódica. En este estudio se generaron secuencias con 4 ms de jitter. En total, el número de PEAT utilizados en este experimento fue de 288 (12 sujetos en el barrido de intensidad, 16 intensidades, 12 sujetos para distintas tasas, 8 tasas de estimulación). Se pueden observar ejemplos de los registros en la figura 1. De cada grupo de 12 sujetos, se utilizaron 8 para entrenamiento del método y 4 para la evaluación. El entrenamiento consistió en medir de forma manual los valores de latencia de la onda V, la amplitud interpico de la misma y la distancia entre las ondas III y V. De esta forma, se elaboró un vector de promedio/desviación típica que permitió tener en cuenta las posibles variaciones de latencia que pudiese haber entre sujetos sin llegar a incluir ondas adyacentes o erróneas. Los resultados de estos vectores son consistentes con la bibliografía [8]. Finalmente se procesaron los registros de evaluación con el método SSP.

### 3.3.2 Resultados

En este experimento, el método SSP es evaluado procesando series de registros reales. En las tablas 3 y 4 se pueden observar los resultados. Se observa que los valores de latencia y factor de compresión y amplitud son consistentes con los entrenados. Esto es, los valores de latencia y amplitud aumentan cuando disminuye la intensidad de estimulación. El factor de intensidad se fija a la unidad para destacar este hecho. Para los registrados variando la tasa de estimulación, la compresión cobra mayor importancia especialmente a tasas muy altas. Ésta disminuye conforme aumenta la tasa. Gráficamente, la señal se deberá comprimir más para lograr el ajuste óptimo con la señal de referencia. Por último, se observa que el coeficiente de determinación en ambos casos disminuye progresivamente. Esto es debido a que la reproducibilidad de la señal de referencia realizando cambios en las sucesivas es más costosa conforme la calidad de éstos se ve deteriorada.

Tabla 3: Parámetros de latencia, factor de compresión y amplitud con respecto a  $x_{ref}$  medidos por el método SSP de forma automática para series de registros reales (Intensidad).

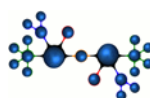
Intensidad (dBnHL)	R <sup>2</sup>	δ (ms)	σ	F.Amp
75	0,857569	0,04	1	1,044484
70	0,821582	0,08	1	1,058189
65	0,864635	0,04	1	1,031285
60	0,811541	0,12	1	1,193879
55	0,759806	0,28	1	1,558528
50	0,708879	0,32	1	1,344800
45	0,601127	0,52	1	1,897366
40	0,762503	0,68	1	1,638333
35	0,727913	0,96	1	1,574378
30	0,484629	1,00	1	2,011752
25	0,264492	1,32	1	3,692736
20	0,415948	1,84	1	2,196814
15	0,362478	2,36	1	2,056142
10	0,040783	3,24	1	8,852252
5	0,191235	3,36	1	4,522085

Tabla 4: Parámetros de latencia, factor de compresión y amplitud con respecto a  $x_{ref}$  medidos por el método SSP de forma automática para series de registros reales (Tasa).

Tasa (Hz)	R <sup>2</sup>	δ (ms)	σ	F.Amp
70	0,807739	0	0,980	1,415064
100	0,779748	0	0,976	1,511093
130	0,558089	0	0,973	0,643144
160	0,713659	0	0,939	1,401546
190	0,720660	0	0,943	2,053756
220	0,453930	0	0,920	1,922352
250	0,422443	0	0,872	3,436403

## 4 DISCUSIÓN

Este artículo presenta un método automático de seguimiento de respuestas evocadas auditivas mediante Parametrización de Series de Registros (*Set of Signal Parametrization, SSP*). Este método intenta aproximar el proceso que sigue un audiólogo para la evaluación de un registro, que consiste en realizar un seguimiento de los cambios que sufre al realizar un barrido en intensidad o tasa de estimulación. Las ventajas del uso de métodos automáticos para la evaluación de la calidad de los PEAT ya fue demostrada por Arnold [1]. Este estudio pone de manifiesto la diferencia entre la evaluación de diferentes profesionales. El uso de



métodos automáticos (a) permite mejorar el proceso de adquisición, deteniéndola cuando tenga una calidad suficiente y (b) unifica el protocolo. Se han propuesto varios métodos automáticos con anterioridad como son: coeficiente de correlación, la estimación de la SNR utilizando un único punto (FSP) y el *Fitted Parametric Peaks* (FPP), que usa plantillas paramétricas que ajusta a las ondas significativas para analizar distintos parámetros de éstas. El uso de plantillas para la evaluación de la calidad se propuso también en [3]. En este caso, el PEAT medido es evaluado realizando una correlación cruzada con una plantilla de referencia. El problema que surge es la necesidad de una gran base de datos con la que poder realizar dichas plantillas para distintos tipos de estimulación. En el método SSP, no es necesaria dicha base de datos debido al uso de la propia serie de registros como base de datos de referencia para evaluar cada conjunto por sí solo. En este artículo se describe y se evalúa el rendimiento del método SSP con la realización de dos experimentos. En el primero de ellos, se observa los resultados obtenidos para dos series de registros sintetizadas con valores conocidos; en el segundo, se realiza el mismo procedimiento pero para series de registros reales. Para abarcar varios tipos de estimulación los PEAT se registraron variando (a) la intensidad de estimulación y (b) la tasa de estimulación (RSA).

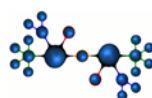
Los resultados de este estudio parecen indicar que el método consigue realizar un seguimiento de los cambios producidos en una serie de registros para ambos tipos de estimulación. Además, para los registros obtenidos por variación de la tasa de estimulación demuestra el sentido de un factor de compresión [8]. Posibles aplicaciones prácticas de este método pueden ser (a) evaluar de forma automática la calidad de los registros y (b) detectar la existencia de respuesta de origen biológico. Futuros trabajos podrían incluir la implementación automática de ambos procesos.

#### Agradecimientos

Esta investigación ha sido financiada por el proyecto "Diseño, implementación y evaluación de un sistema avanzado de registro de potenciales evocados auditivos del tronco (PEAT) basado en señalización codificada" (TEC2009-14245), Plan Nacional de I+D 2008-2011, Ministerio de Economía y Competitividad (Gobierno de España); por la "Granada Excellence Network of Innovation Laboratories – Startup Projects for Young Researchers Programme (GENIL-PYR 2014), Campus de Excelencia Internacional, Ministerio de Economía y Competitividad (Gobierno de España); y por la beca de "Formación de Profesorado Universitario" (FPU, AP2009-3150), Ministerio de Educación, Cultura y Deporte (Gobierno de España).

#### Referencias

- [1] Arnold S.A., (1985) Objective versus visual detection of the auditory brain stem response, *Ear and Hearing* 6 (3) 144-150.
- [2] Burkard R.F., Don M., (2007) The Auditory Brainstem Response, in *Auditory Evoked Potentials, Basic Principles and Clinical Application*, Lippincott Williams & Wilkins, Baltimore, MD (Chapter 11).
- [3] Elberling C., (1979) Auditory electrophysiology. The use of templates and cross correlation functions in the analysis of brain stem potentials, *Scandinavian Audiology* 8 (3) 187-190.
- [4] Elberling C., Don M., (1984) Quality estimation of averaged auditory brainstem responses, *Scandinavian Audiology* 13 (3) 187-197.
- [5] Hall J.W., (2007) *New Handbook of Auditory Evoked Responses*, Pearson; Allyn and Bacon, Boston, MA.
- [6] Jewett D.L., Willinston J.S., (1971) Auditory-evoked far fields averaged from the scalp of humans, *Brain* 94 (4) 681-696.
- [7] Valderrama, J. T., Álvarez, I., de la Torre, A., Segura, J.C., Sainz, M., Vargas, J.L., (2011) Educational approach of a BAER recording system based on experiential learning, *Technics Technologies Education Management* 6 (4) 876-889.
- [8] Valderrama, J. T., Álvarez, I., de la Torre, A., Segura, J.C., Sainz, M., Vargas, J.L., (2012) "Recording of auditory brainstem responses at high stimulation rates using randomized stimulation and averaging", *Journal of the Acoustical Society of America*, vol. 132, pp. 3856-3865.
- [9] Valderrama, J. T., de la Torre, A., Álvarez, I., Segura, J.C., Thornton, A.R.D., Sainz, M., Vargas, J.L., (2014) "Automatic quality assessment and peak identification of auditory brainstem responses with fitted parametric peaks", *Computer Methods and Programs in Biomedicine*, vol. 114, pp. 262-275.
- [10] Weber B.A., Fletcher G.L., (1980) A computerized scoring procedure for auditory brainstem response audiometry, *Ear and Hearing* 1 (5) 233-236.





# ENTORNO PARA LA EXTRACCIÓN, SELECCIÓN DE CARACTERÍSTICAS, Y CLASIFICACIÓN, EN BASES DE DATOS DE EEG PARA APLICACIONES DE BCI

Pelayo J. Gálvez Gutiérrez, Julio Ortega Lopera  
Departamento de Arquitectura y Tecnología de Computadores, CITIC, Universidad de Granada  
([pegagu@correo.ugr.es](mailto:pegagu@correo.ugr.es) , [jortega@ugr.es](mailto:jortega@ugr.es))

Andrés Ortiz García  
Departamento de Ingeniería de Comunicaciones, Universidad de Málaga  
([aortiz@ic.uma.es](mailto:aortiz@ic.uma.es))

Miguel A. López Gordo  
Departamento de Teoría de la Señal, Telemática y Comunicaciones, Universidad de Granada  
([malg@ugr.es](mailto:malg@ugr.es))

Dragi Kimovski  
University of Information Science & Technology, Ohrid, Macedonia  
([dragi.kimovski@uist.edu.mk](mailto:dragi.kimovski@uist.edu.mk))

## Resumen

En este artículo se describe un entorno para el preprocesamiento, y la extracción y selección de características en problemas de clasificación, supervisada o no supervisada, de señales de Electroencefalogramas (EEGs). Este sistema permite la generación de ficheros de patrones de características obtenidos a partir de conjuntos de EEGs para su posterior clasificación utilizando, entre otros, algoritmos autoorganizativos, y optimización multiobjetivo para la selección de características y el ajuste/entrenamiento del clasificador correspondiente. Se trata de proporcionar una herramienta útil en ámbitos como el de las interfaces cerebro-computador (BCI, de "Brain-Computer Interface"), de gran importancia para personas que necesitan la monitorización continua de bioseñales, como pacientes con epilepsia, con discapacidades motoras que les impiden ejercer movimiento muscular alguno y comunicarse con los demás, con trastornos de atención, etc.

**Palabras Clave:** BCI, clasificación de EEGs, clustering multiobjetivo, selección de características.

## 1 Introducción

La Figura 1 ilustra la configuración más tradicional de los sistemas BCI basados en EEGs. El sistema BCI está compuesto por un módulo amplificador y acondicionador de la señal, seguido de un módulo extractor de características y un módulo clasificador de características que permite traducirlas a órdenes para el controlador de una interfaz y un driver que interactúa

sobre un dispositivo actuador concreto (la silla de ruedas en el ejemplo de la Figura 1). El bucle se cierra mediante el uso de *biofeedback*, en este caso con la ayuda de una pantalla empleada como monitor de estado. Además del reto clásico de los sistemas BCI ideados para facilitar la movilidad y la interacción con su entorno de personas inmovilizadas, en la actualidad hay planteadas soluciones a problemas de interpretación de registros EEG para identificación de estados emocionales, comunicación con personas en estado de consciencia disminuida, etc. Los patrones EEG a procesar dependen de la aplicación; pueden basarse en las bandas EEG tradicionales o en potenciales evocados convenientemente modulados por la atención; por ejemplo los potenciales evocados visuales de estado estable [1] o los potenciales evocados auditivos [2].

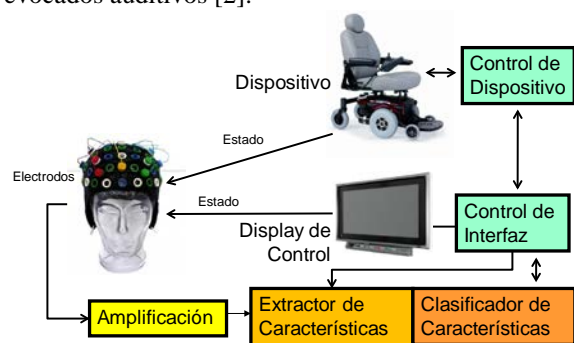
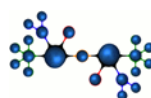


Figura 1: Componentes de un sistema BCI.

El entorno que se describe en este trabajo, y que se está desarrollando actualmente, se centra en las etapas de extracción de características y clasificación de EEGs que se indican en la Figura 1. A partir de las bases de datos con información de las señales de los electrodos que constituyen el EEG, se extraen



características de acuerdo con distintas alternativas descritas en la literatura para generar los ficheros de patrones necesarios para el *clustering* y la clasificación de dichas señales. La herramienta también incluye un procedimiento selección de características basado en optimización multiobjetivo evolutiva en la que la calidad de las soluciones de la población se evalúa a partir de mapas autoorganizativos. En el caso de problemas de clasificación supervisados, la formulación multiobjetivo de la selección de características permitiría maximizar las prestaciones de clasificación del procedimiento (en este caso se podría evaluar gracias a que los patrones estarían etiquetados) al tiempo que se minimiza el número de características para mejorar la capacidad de generalización del clasificador. En problemas no supervisados, la ventaja de una formulación multiobjetivo proviene precisamente de la dificultad para evaluar las agrupaciones (*clustering*) y las tendencias hacia conjuntos con pocas o con muchas características implícitas en las medidas de calidad utilizadas en planteamientos mono-objetivo.

El trabajo se ha estructurado como se indica a continuación. La Sección 2 describe algunas de las características y problemas que plantean las aplicaciones de BCI basadas en el procesamiento de EEGs. Posteriormente, en la Sección 3 se analiza la selección de características multiobjetivo, incluyendo referencias a artículos publicados en este ámbito, y se describen los posibles beneficios de la mencionada aproximación multiobjetivo, y de su implementación paralela. Finalmente, la Sección 4 muestra algunos resultados experimentales, y las Secciones 5 y 6 proporcionan, respectivamente, las conclusiones y las referencias bibliográficas.

## 2 BCI con EEG

Los sistemas BCI posibilitan la interacción directa entre el cerebro y dispositivos que capturan y procesan señales de actividad cerebral, con objeto de interpretar la intención a comunicar por el sujeto, sin la intervención del sistema natural de comunicación motora. Inicialmente estas interfaces fueron pensadas como ayuda en entornos clínicos para pacientes con tal deterioro motor que no les fuera posible comunicarse libremente [3]. Con el desarrollo de nuevas tecnologías para el registro de bioseñales, y algoritmos para la extracción y detección de estados mentales, han ido surgiendo nuevas aplicaciones en el control de prótesis, *neurofeedback*, identificación biométrica, en el ámbito del entretenimiento, etc. Preferentemente, estas aplicaciones extraen información de EEGs, por su bajo grado de invasividad y su coste. Así, laboratorios de investigación de tamaño medio pueden disponer del instrumental necesario, sin necesidad de la presencia de facultativos.

No obstante, las BCI basadas en EEGs presentan problemas como son una relación señal/ruido muy baja, la necesidad de largas sesiones de entrenamiento

del usuario, y la no estacionariedad de la actividad EEG, que da lugar a altas tasas de error en clasificación, y a prestaciones muy pobres en transferencia de información (aproximadamente del orden de 1 bit/s). Así, abordar estas aplicaciones con garantía de éxito requiere recopilar, y ser capaz de procesar, una gran cantidad de información multimodal y multiregistro de bioseñales. Estos problemas limitan tanto la utilidad de estas interfaces, como el desarrollo de aplicaciones que requieren prestaciones más elevadas. Por ejemplo, un SMS podría escribirse y enviarse a velocidad normal mediante la actividad cerebral (sin mover ningún músculo del cuerpo), tan solo con una tasa del orden de 2 bits/s.

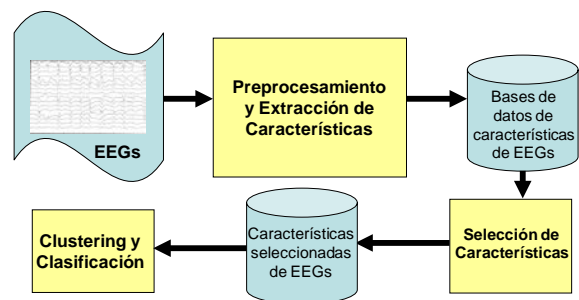
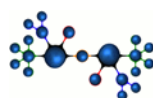


Figura 2: Esquema de módulos que constituyen el entorno descrito (preprocesamiento y extracción de características, selección de características, y clustering y clasificación)

La Figura 2 proporciona un esquema con los módulos donde se ubican las distintas herramientas del entorno que estamos desarrollando. El módulo de preprocesamiento y extracción de características incluye procedimientos para generar los ficheros de patrones de EEGs a clasificar. Entre las técnicas que se han implementado están las correspondientes a un modelado paramétrico (AR, ARX, etc.), técnicas espectrales (STFT), o las transformadas de wavelets. Para resolver los problemas de la clasificación de EEGs, se necesitan herramientas que permitan la generación de bases de datos de sus características, así como el acceso a procedimientos y recursos de cómputo suficientes para implementar clasificadores eficientes, según las distintas condiciones de utilización de la interfaz. En [4] se revisan las aproximaciones que se han propuesto para la clasificación de EEGs, junto con los problemas importantes que plantea. Uno de esos problemas es la reducción de dimensiones de los patrones a clasificar. Así se puede disminuir el coste asociado al entrenamiento de los clasificadores con patrones con un número elevado de características que pueden ser redundantes, irrelevantes, o ruidosas, y se podría evitar el problema de la “maldición de la dimensionalidad” (*curse of dimensionality*), que surge cuando el número características del patrón es relativamente mayor que el de patrones disponible en el conjunto de datos utilizado para la clasificación.



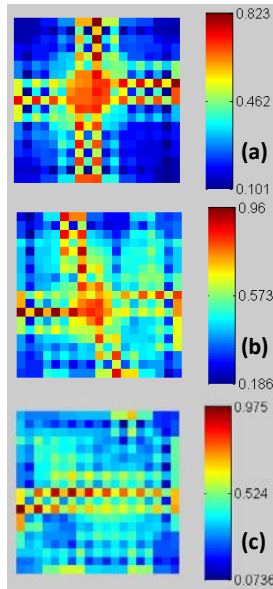


Figura 3: Matrices-U tras el entrenamiento de un mapa autoorganizativo con distintas selecciones de características

La Figura 3 ilustra el efecto de la selección de características en un benchmark con cuatro clusters, a través de las matrices-U que se obtienen tras el entrenamiento con un mapa autoorganizativo en el que se utiliza: (a) el conjunto de características de las que realmente dependen los clusters; (b) el conjunto de características esenciales y algunas características más; y (c) algunas de las características esenciales y otras características más. La existencia de los cuatro clusters se observa claramente en el caso (a).

Entre las aproximaciones para reducir dimensiones está la aplicación de transformaciones lineales o no lineales (como PCA) que permiten utilizar un conjunto distinto de características. Junto a estas aproximaciones de extracción de características, la otra estrategia para la reducción de dimensiones es la selección de características, que se aborda en este artículo mediante una aproximación de tipo *wrapper*.

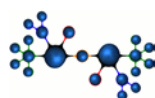
A diferencia de las técnicas de filtrado donde se utilizan medidas como la correlación, la información mutua, etc. entre las características, se evalúa el conjunto de características elegidas a través de una función de su utilidad en las prestaciones del clasificador considerado. Se plantea así un problema de optimización, que aquí se ha implementado como de optimización multiobjetivo dado que su evaluación implica cuantificar la calidad de la distribución de agrupaciones (clustering) generada al utilizar dichas características en el proceso de aprendizaje. Precisamente, las medidas propuestas para esta cuantificación de calidad utilizan relaciones entre indicadores (intra-cluster) de la compacidad de los clusters obtenidos, e indicadores (inter-cluster) de la separación entre clusters diferentes que suelen pesar

de forma desequilibrada el número de características. Así, en unos casos tienden a seleccionar configuraciones con pocas características y en otros casos incluyen muchas. En el caso de problemas de clasificación supervisados, una formulación multiobjetivo de la selección de características permitiría maximizar las prestaciones de clasificación del procedimiento (en este caso se podría evaluar gracias a que los patrones estarían etiquetados) al tiempo que se minimiza el número de características para mejorar la capacidad de generalización del clasificador. En problemas no supervisados, la ventaja de una formulación multiobjetivo proviene precisamente de la dificultad para evaluar las agrupaciones (clusters) y las tendencias hacia conjuntos con pocas o con muchas características implícitas en las medidas de calidad utilizadas en planteamientos mono-objetivo.

### 3 Selección multiobjetivo

La solución de un problema de optimización multiobjetivo es un vector de variables de decisión  $\mathbf{x} \in \mathbb{R}^n$ ,  $\mathbf{x} = [x_1, x_2, \dots, x_n]$  que satisface un conjunto de restricciones establecidas  $g(\mathbf{x}) \leq 0$ ,  $h(\mathbf{x}) = 0$  y optimiza (maximiza/minimiza) un vector  $\mathbf{f}(\mathbf{x})$ , cuyos componentes  $(f_1(\mathbf{x}), f_2(\mathbf{x}), \dots, f_m(\mathbf{x}))$  son los objetivos a optimizar. Esos objetivos están normalmente en conflicto entre sí, de forma que optimizar uno de ellos se debe hacer a costa de empeorar los valores de otro, debiendo por tanto establecerse un compromiso. Aquí se aplica el concepto de Pareto-optimalidad: en un problema de optimización multiobjetivo, un vector de decisión  $\mathbf{x}^*$  se dice que es una solución Pareto óptima (u óptima en el sentido de Pareto) si no existe ningún vector de decisión factible,  $\mathbf{x}$ , que mejore un objetivo sin causar un empeoramiento de al menos uno de los otros objetivos. Normalmente hay muchos vectores que son óptimos en el sentido de Pareto. A estas soluciones se les llama *no dominadas*. El conjunto de todas las soluciones no dominadas cuando se tiene en cuenta todo el espacio de decisión, determinan el frente de Pareto en el espacio de objetivos. En el caso de la selección de características multiobjetivo, el número de componentes,  $n$ , del vector de decisión es igual al número posible de características, y el valor de cada componente en el vector de decisión es 1 si se selecciona la característica correspondiente, y 0 en caso contrario. En un procedimiento de selección de tipo *wrapper*, las funciones objetivo se definen a partir de las prestaciones de la clasificación/clustering obtenido con la selección de características que se evalúa y propiedades de dicha selección (como por ejemplo el número de características que se incluyen en la misma, esto es, el número de unos que hay en el correspondiente vector de decisión).

En una aproximación de tipo *wrapper*, las ventajas que ofrece la formulación de un problema de selección de características como problema de optimización multi-



objetivo depende de si el procedimiento de clasificación considerado es supervisado o no supervisado [5]. En el caso de una clasificación supervisada, el objetivo que se plantea es maximizar las prestaciones del clasificador junto con la reducción del número de características, dado a medida que dicho número aumenta son más probables los problemas de sobreajuste (overfitting) y reducción de la capacidad de generalización.

Esta situación es distinta en los problemas de clasificación no supervisada, donde es difícil evaluar la calidad de la agrupación de patrones que se alcanza (en el caso supervisado se conoce a qué clase pertenece cada patrón) y las técnicas utilizadas suelen estar sesgadas bien hacia la maximización, bien hacia la minimización de características. Con una formulación multiobjetivo se puede contrarrestar este efecto.

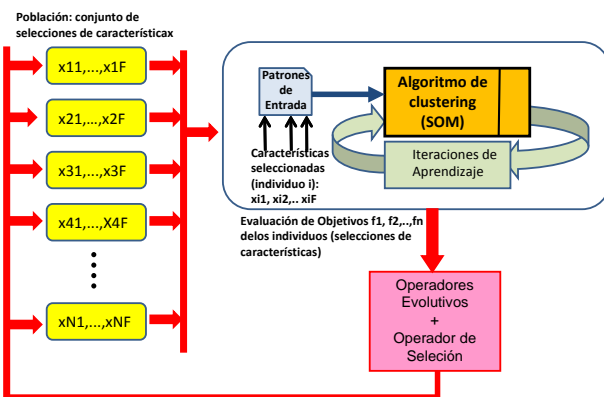


Figura 4: Procedimiento de tipo *wrapper* para la selección de características mediante optimización multiobjetivo y clasificación mediante SOM

Entre los trabajos que se han propuesto en esta línea destaca la revisión realizada en [5]. En [6, 7] se proponen procedimientos de selección multiobjetivo para clasificación supervisada que tienen en cuenta el número de objetivos y las prestaciones del clasificador, y en [5,8,9] se considera la selección multiobjetivo en clasificación no supervisada. En [8] para una selección dada se utiliza el algoritmo k-medias para construir los clusters que se evalúan a partir de cuatro objetivos (número de características, número de clusters, compacidad de los clusters, y separación entre clusters). En [9] también se utiliza k-medias para generar los clusters pero se utiliza el índice de Davies-Boulding (DBI) [10] y el número de características. Finalmente, junto con un análisis crítico de [8] y [9], en [5] se proporciona una estrategia para seleccionar (sin incluir conocimiento externo) la solución más adecuada a partir de la aproximación al frente de Pareto obtenida por el algoritmo de optimización multiobjetivo.

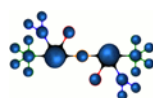
La Figura 4 proporciona un esquema de los distintos elementos de un procedimiento de tipo *wrapper* para la selección de características, en el que la clasificación se basa en clustering no-supervisado mediante mapas

auto-organizativos (Self-Organizing Maps, SOM), y la búsqueda de la selección óptima se ha formulado como problema multiobjetivo.

El algoritmo multiobjetivo se ha implementado en paralelo para aprovechar las posibilidades que ofrecen las plataformas de cómputo paralelas actuales. En concreto, se han considerado cuatro alternativas paralelas distintas (MWE, ALT1, ALT2, y ALT3) para paralelizar el algoritmo evolutivo de optimización multiobjetivo que se ha utilizado para seleccionar las características de las señales de EEGs. La alternativa MWE se basa en que cada procesador evalúa las funciones de coste (el fitness) de un subconjunto de la población de soluciones que maneja el algoritmo evolutivo. Dado que evaluar esas funciones de coste implica realizar el entrenamiento del mapa autoorganizativo con la selección de características que codifica el individuo en cuestión, dicha evaluación puede ser bastante costosa, y el tiempo de comunicación entre los procesadores donde se realiza la evaluación y el procesador donde, posteriormente, se aplican los operadores de selección, mutación y cruce de los individuos, ser pequeño en comparación. Las alternativas de paralelización ALT1, ALT2, y ALT3 se basan en la evolución paralela independiente, en cada uno de los procesadores, de distintos subconjuntos de individuos (selecciones de características) que se comunican entre sí tras cierto tiempo. En los momentos en que se comunican, intercambian información acerca de las soluciones que han encontrado. En nuestro caso, se han considerado tres alternativas, ALT1, ALT2, y ALT3, para realizar la combinación de soluciones [11].

## 4 Resultados experimentales

Para implementar los distintos módulos de la herramienta que se describe se utiliza Matlab. Hasta el momento se dispone de algunas toolboxes que nos han permitido obtener algunos resultados de la paralelización del procedimiento multiobjetivo de selección de características. Para ello se ha utilizado un benchmark de señales de EEGs, con patrones de 192 características correspondientes a 19 electrodos [12]. El procedimiento evolutivo de optimización multiobjetivo está basado en el algoritmo NSGA-II y se utilizan dos objetivos que evalúan la compacidad de los clusters por un lado y la separación de dichos clusters por otro. El clustering será mejor cuanto menor sea la distancia por patrón en el caso de patrones próximos (en el mismo cluster) y mayor sea dicha distancia por patrón en los patrones alejados (clusters distintos).



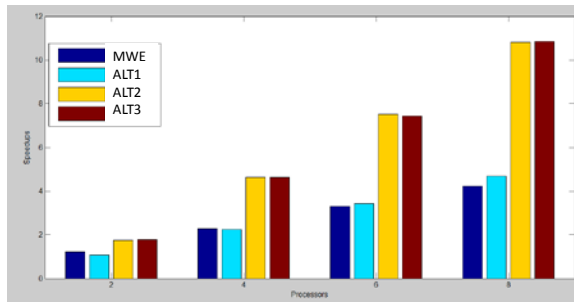


Figura 5. Speedups promedio para las alternativas paralelas consideradas: MWE (master-worker evaluation), ALT1, ALT2, y ALT3 (alternativas de evolución paralela de subpoblaciones).

Tabla 1: Prestaciones (valores más altos son mejores) según las distintas alternativas de paralelización

N.Proc	MWE	ALT1	ALT2	ALT3
2	149.93 (-4.8%)	<b>163.64</b> <b>(4.0%)</b>	144.41 (-8.8%)	139.26 (-12.8%)
4	153.92 (-2.1%)	<b>165.40</b> <b>(5.0%)</b>	146.23 (-7.4%)	147.30 (-6.7%)
6	152.29 (-3.2%)	<b>154.73</b> <b>(-1.6%)</b>	145.07 (-8.3%)	145.65 (-7.9%)
8	150.50 (-4.4%)	<b>153.96</b> <b>(2.1%)</b>	147.47 (-6.5%)	148.31 (-5.9%)

En cuanto a la ganancia de velocidad, la Figura 5 muestra los speedups obtenidos para las cuatro alternativas consideradas. Las alternativas ALT2 y ALT3 proporcionan ganancias superlineales para 4, 6 y 8 procesadores, poniendo de manifiesto una especie de compromiso entre la calidad de la solución alcanzada y el speedup observado (a mejor speedup peor calidad).

La Tabla 1 proporciona los valores medios para la métrica de hipervolumen (valores más elevados son mejores) de las aproximaciones al frente de Pareto que se obtienen con 2, 4, 6, y 8 procesadores en los benchmarks considerados. Cada experimento realizado con cada alternativa de paralelización y número de procesadores se ha repetido 15 veces. El valor del hipervolumen medio obtenido es igual a 157.12 y el tiempo de ejecución medio es 3756.53 segundos. Además, en ALT1 se consigue mejorar la calidad del caso secuencial para 2 y 4 procesadores.

La significación estadística de los resultados se ha analizado aplicando el test de Kolmogorov-Smirnoff. Dado que los resultados de este test indican que las medidas de calidad no siguen una distribución normal, en lugar de aplicar un test ANOVA, se ha realizado un análisis de Kruskal-Wallis cuyos resultados muestran que (1) las diferencias entre el procedimiento secuencial y las ALT1 no son estadísticamente significativas ( $p=0.2364$ ), y por lo tanto puede considerarse que proporcionan resultados similares; y (2) las diferencias entre la calidad de las soluciones en las alternativas MWE, ALT2, y ALT3 (peores resultados de calidad) y la calidad de las soluciones obtenidas en el procedimiento secuencial y en ALT1,

sí son estadísticamente significativas (especialmente en el caso de ALT2 y ALT3).

## 5 Conclusiones

Este trabajo proporciona algunos detalles de los elementos de una herramienta que se está desarrollando en el Departamento de Arquitectura y Tecnología de Computadores de Granada, en el marco de los proyectos TIN2012-32039 y P11-TIC-7983. Con ella, se pretende facilitar la investigación en problemas de extracción y selección de características, y clasificación de señales de EEGs, principalmente en aplicaciones de BCI.

En particular, se ha hecho referencia a algunos de los problemas relacionados con la maldición de la dimensionalidad que plantea la clasificación de EEGs y se ha considerado la aproximación multi-objetivo a dichos problemas. También se proporcionan resultados de diversas alternativas de paralelización del proceso de selección de características mediante optimización multi-objetivo que ponen de manifiesto mejoras en cuanto a calidad en las soluciones en algunos casos, y la existencia de un compromiso entre calidad de las soluciones y tiempo necesario para alcanzarlas en otros.

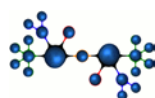
Nuestro trabajo en esta herramienta continuará con la implementación de más alternativas para la extracción de características, y con el estudio exhaustivo las alternativas de selección multiobjetivo de características, analizando la influencia de los distintos parámetros que intervienen en las opciones de paralelización, y reforzando las conclusiones con más resultados extraídos de la experimentación con nuevos benchmarks. Así mismo, se está elaborando una interfaz que facilite el uso y el acceso a la herramienta.

## Agradecimientos

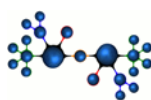
Este trabajo ha sido financiado por los proyectos TIN2012-32039 (fondos FEDER y Ministerio de Economía y Competitividad), y P11-TIC-7983 (Proyecto de Excelencia de la Junta de Andalucía).

## 6 Referencias

- [1] López-Gordo, M.A.; Prieto, A.; Pelayo, F.J.; Morillas, C. (2011) "Customized stimulation enhances performance of independent binary SSVEP-BCIs". *Clinical Neurophysiology* 122 pp. 128-133.
- [2] López-Gordo, M.A.; Fernández, E.; Romero, S.; Pelayo, F.J. (2012) "An Auditory Brain-Computer Interface Evoked by Natural Speech". *Journal of Neural Engineering*. Vol.9, No. 3
- [3] Wolpaw, J.R.; Birbaumer, N.; McFarland, D.J.; Pfurtscheller, Vaughan, T.M. (2002) "Brain-computer interfaces for communication and



- control," *Clin. Neurophysiol.*, vol. 113, pp. 767-91.
- [4] Lotte, F.; Congedo, M.; Lécuyer, A.; Lamarche, F.; Arnaldi, B. (2007) "A Review of Classification Algorithms for EEG-based Brain-Computer Interfaces". *Journal of Neural Engineering*, 4.
- [5] Handl, J.; Knowles, J. (2006) "Feature selection in unsupervised learning via multi-objective optimization". *Int. Journal of Computational Intelligence Research*, Vol.2, No.3, pp.217-238, 2006.
- [6] Emmanouilidis, C.; Hunter, A.; MacIntyre, J. (2000) "A multiobjective evolutionary setting for feature selection and a commonality-based crossover operator". In *Proceedings of the 2000 Congress on Evolutionary Computation*, IEEE Press, New York, NY, pp. 309–316.
- [7] Oliveira, L.S.; Sabourin, R.; Bortolozzi, F.; Suen, C.Y. (2003) "A methodology for feature selection using multiobjective genetic algorithms for handwritten digit string recognition". *International Journal of Pattern Recognition and Artificial Intelligence*, 17(6), pp. 903–929.
- [8] Kim, Y.; Street, W.N.; Menczer, F. (2002) "Evolutionary model selection in unsupervised learning". *Intelligent Data Analysis*, 6(6), pp. 531–556.
- [9] Morita, M.; Sabourin, R.; Bortolozzi, R.; Suen, C.Y. (2003) "Unsupervised feature selection using multi-objective genetic algorithms for handwritten word recognition", In *Proceedings of the Seventh International Conference on Document Analysis and Recognition*, IEEE Press, New York, NY, pp. 666–671, 2003.
- [10] Davies, J.L.; Bouldin, D.W. (1979) "A cluster separation measure". *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence*, 1, pp. 224–227.
- [11] Kimovski, D.; Ortega, J.; Ortiz, A.; Baños, R. (2014) "Computación evolutiva paralela y selección de características multiobjetivo para clasificación no supervisada de EEGs". *Jornadas de Paralelismo*, Valladolid.
- [12] <https://sites.google.com/site/projectbci/>



## **APUNTES DEL ORIGEN Y EVOLUCIÓN DEL SIMPOSIO CEA DE BIOINGENIERÍA/ REDES REINBIO Y RETADIM**

Ramón Ceres

Grupo de Bioingeniería. Centro de Automática y Robótica, Consejo Superior de Investigaciones Científicas, CSIC. Ctra. Campo Real, km. 0,200. 28500 Arganda del Rey, Madrid.

[ceres@iai.csic.es](mailto:ceres@iai.csic.es)

### **1 Introducción**

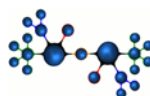
En unas pocas líneas deseamos transmitir el espíritu y las circunstancias que nos movieron hace ya unos años a instituir este Simposio CEA de Bioingeniería del que celebramos ahora su sexta edición, séptima si tenemos en cuenta una previa celebrada en el año 2008. Este mensaje se dirige por tanto a los que nos encontramos en esta edición de 2014 en Granada y a otros colegas relacionados con las actividades de la Bioingeniería y de modo especial a los que dedican una buena parte de su actividad a los modos de interacción de la persona con la máquina a través de señales cerebrales.

Tal como hemos indicado, en junio de 2008 organizamos ya un primer seminario en Arganda del Rey (Madrid) en la sede del Instituto de Automática Industrial, hoy Centro de Automática y Robótica, del CSIC, con el título "TÉCNICAS DE BCI Y DE ANÁLISIS DE LA ACTIVIDAD CEREBRAL ASOCIADA". La convocatoria, hecha dentro de las actividades de la Red Temática de Tecnologías de Apoyo a la Discapacidad y Mayores, RETADIM, tuvo una muy buena respuesta en cuanto a ponentes y participantes pues ya entonces el tema presentaba un claro interés, existiendo un número notable de grupos de investigación en España trabajando en aspectos relacionados. A la vista de ello, en los meses posteriores propusimos organizar este encuentro con regularidad, con este tema central junto a otros posibles de interés que pudieran proponerse desde diferentes ámbitos. En ese sentido intentamos unir recursos tanto humanos como económicos evitando una mayor dispersión de eventos y finalmente la iniciativa fue apoyada por la RED de Ingeniería Biomédica, REDINBIO, en la persona de su

coordinador, Pere Caminal y nosotros mismos coordinando el Grupo de Bioingeniería de CEA y la Red RETADIM ya mencionada.

En consonancia de lo anterior, el objetivo del Simposio ha sido el de reunir investigadores, tecnólogos, profesionales de la rehabilitación, clínicos e incluso posibles usuarios finales para compartir experiencias y avances, revisando el estado del arte y las tendencias, así como el facilitar el acercamiento entre grupos con actividades de I+ D en los temas diversos del Simposio y en el común de BCI a todas las ediciones. El peso de este tema viene dado por el hecho de no existir en España un encuentro monográfico similar e igualmente por el reto científico de las diferentes facetas que presenta tales como configuraciones y técnicas de captación, procesamiento de las señales y métodos de clasificación, escenarios de validación y transferencia tecnológica, etc. Todo ello sin olvidar el importante valor social al ser el canal de comunicación persona-máquina de naturaleza no muscular para la generación de mensajes y comandos sobre el mundo exterior, estando dirigido a personas con patologías neuromusculares severas, tales como la lesión medular, el síndrome de enclaustramiento (locked-in) y otros.

En la tabla se resumen los principales datos de las sucesivas ediciones de este Simposio. Como organizadores se indican únicamente el primero de ellos, entendiendo que han sido equipos completos los responsables de la puesta en marcha de cada edición.



Año	Fecha	Lugar	Entidad	Organizadores locales (++)	Título
2008 (previa)	12/ Junio	Arganda del Rey (Madrid)	CSIC (IAI)	R. Ceres	"TÉCNICAS DE BCI Y DE ANÁLISIS DE LA ACTIVIDAD CEREBRAL ASOCIADA"
2009	1-2/ Junio	Elche	UMH	J. M <sup>a</sup> Azorín	"TÉCNICAS DE BCI DE ANÁLISIS DE LA ACTIVIDAD CEREBRAL ASOCIADA. TECNOLOGÍAS ROBÓTICAS EN ENTORNOS QUIRÚRGICOS"
2010	28-29/ Junio	Málaga	UMA	V. Muñoz	"TÉCNICAS DE BCI Y DE ANÁLISIS DE LA ACTIVIDAD CEREBRAL ASOCIADA". "TÉCNICAS DE ADQUISICIÓN Y PROCESAMIENTO DE SEÑALES BIOLÓGICAS"
2011	15/ Junio	Palma Mallorca	UIB	F. Perales	"TÉCNICAS DE BCI Y NEUROTECNOLOGÍAS"
2012	29/ Mayo	Valladolid	CARTIF	J. Pérez Turiel	"BCI. TECNOLOGÍAS DE LA REHABILITACIÓN"
2013	21/ Junio	Zaragoza	UNIZAR-BitBrain	J. Minguez	"NEUROTECNOLOGÍA Y AYUDAS A LA ASISTENCIA SANITARIA".
2014	12-13/ Junio	Granada	UGR	M. A. López Gordo	"INTERFACES MENTE-COMPUTADOR Y NEUROTECNOLOGÍAS"

## 2 Conclusión

A modo de conclusión, pensamos que el Simposio CEA de Bioingeniería se ha instituido de modo estable como encuentro anual en el que han participado docenas de profesores e investigadores destacados, con invitados del prestigio de los profesores Carmena de la University of California, de Berkeley y Solis-Escalante del Laboratory of Brain-Computer Interfaces de la Graz University of

Technology y con la celebración de mesas redondas tratando temas horizontales de interés general (mercado, normativas, necesidades de los usuarios...), todo lo cual ha hecho que sea un evento esperado por los especialistas y los jóvenes investigadores que se incorporan al área.

Con los mejores deseos de aprovechamiento y continuidad de las actividades en el futuro. Un cordial saludo

