

Decodificación de la intención motora a través de la señal EEG

Decodification of the motor intention through the EEG signal

Yanexy San Martín Reyes¹, Juan David Chailloux Peguero¹, Nicarette Béraldia Ogoudikpe¹

¹Dpto. Bioingeniería (CEBIO). Universidad Tecnológica de La Habana "José Antonio Echeverría" (CUJAE). Calle 114 No. 11901 entre Ciclovía y Rotonda, Marianao, La Habana, Cuba.

*Autor de correspondencia: yanexy@automatica.cujae.edu.cu

Este documento posee una [licencia Creative Commons Reconocimiento/No Comercial 4.0 Internacional](https://creativecommons.org/licenses/by-nc/4.0/)



Recibido: 12 junio 2019 **Aceptado:** 30 septiembre 2019 **Publicado:** 25 febrero 2020

Resumen

La función principal de una interfaz para el control de múltiples actividades basada en señales de electroencefalograma (EEG), de forma general denominada BCI (*Brain Computer Interface*), es establecer un enlace directo entre el cerebro y una máquina de cómputo. Su aplicación clínica está principalmente orientada hacia la ayuda a personas con discapacidades motoras severas. En este trabajo se analiza fundamentalmente el procesamiento basado en los llamados "ritmos cerebrales" a partir de registros provenientes de una base de datos de acceso libre. Se establece la metodología que implementa las etapas de pre-procesamiento, segmentación, extracción de características y reducción de la dimensionalidad con el propósito de distinguir movimiento de la mano derecha (MMD) en contraste con el movimiento de la mano izquierda (MMI). Se describen los resultados obtenidos al caracterizar las señales EEG a partir del análisis en el dominio del tiempo, de la frecuencia y tiempo-frecuencia. El grado de reconocimiento del movimiento fue alto en ambos casos. Para el análisis del MMD y MMI fue de 84% la identificación del movimiento que se ejecuta (abrir y cerrar el puño). Este resultado es preliminar y será el punto de partida de desarrollos posteriores.

Palabras clave: imaginación motora, ERD/ERS, extracción de características, BCI.

Abstract

The main function of an interface for controlling multiple activities based on electroencephalogram signals, generally known as BCI (*Brain Computer Interface*), is to establish a direct link between the brain and a computer machine. Its clinical application is mainly oriented towards helping people with severe motor disabilities. This work is carried out mainly based on the digital processing of the so-called "brain rhythms" from records from a freely accessible database. The methodology that implements the preprocessing, segmentation, feature extraction and dimensionality reduction stages is established with the purpose of distinguishing movement of the right hand (RHM) in contrast to the movement of the left hand (LHM). The results obtained are described by analyzing EEG signals in the time domain, frequency domain and time-frequency domain. The degree of recognition of the movement was high in both cases. The identification of the running movement was 84% for the analysis of RHM and LHM (open and close de fist). This result is preliminary and will be the starting point for further developments.

Keywords: motor imagery, ERD/ERS, feature extraction, BCI.

1. Introducción

Una interfaz cerebro-computadora tiene la potencialidad de ayudar a personas con discapacidades motoras severas, que poseen deterioros en el sistema nervioso y muscular, pero no presentan lesiones cerebrales que les impiden realizar alguna tarea a través de la comunicación de su cerebro y un dispositivo externo sin utilizar acciones motoras directas [1].

Un BCI, se basa principalmente en el análisis de las señales EEG captadas durante algún tipo de actividad mental, con la finalidad de controlar un componente externo. Sus prestaciones dependerán en gran medida de la capacidad que tenga el sujeto para controlar sus patrones EEG, siendo necesario un adecuado entrenamiento que en algunos casos puede llegar a extenderse en el tiempo, resultando imprescindible proporcionar cierto tipo de retroalimentación (*biofeedback*) que le permita conocer su evolución. Oñer [2] desarrolló una investigación que pretendía apoyar el proceso de “imaginación motora” durante las tareas de apertura y cierre de las manos mediante un mecanismo de realimentación implementado en realidad virtual que se le brinda al usuario en tiempo real. El estudio se realizó offline utilizando Patrón Espacial Común (CSP por sus siglas en inglés) y determinación de la varianza en las etapas de extracción de características y Análisis de Discriminante Lineal (LDA por sus siglas en inglés) como método de clasificación. Los resultados aportaron un error de clasificación medio de la técnica inmersiva ligeramente menor que el método de *feedback* patrón (barra deslizante en una pantalla). Se reportaron problemas en la concentración de los usuarios cuando acaecían clasificaciones erróneas del movimiento de la mano correspondiente. Todo esto es posible debido al avance en los métodos de obtención de estas señales, como también al procesamiento utilizado para la extracción de características que permitan establecer patrones para inferir estados mentales. Es necesario que las señales EEG, que consisten en una gran cantidad de muestras de información, sean representadas en pocos parámetros que describan su comportamiento. Estos parámetros son usualmente llamados vectores característicos y son utilizados como entradas a los algoritmos de clasificación. Se reporta además la investigación sobre la discriminación de la imaginación motora de la mano distinguiendo el alcance, agarre y apertura de esta proponiendo la transformación de paquetes wavelet (*wavelet packet transform*), CSP e información mutua (*mutual information*) como métodos de extracción de características [3].

El punto débil del estudio radica en que la clasificación realizada se realiza por pares, o sea los clasificadores son entrenados para distinguir agarre/abertura, alcance/agarre y alcance/abertura. Sin embargo la resolución y la confiabilidad de la información detectable en el EEG, entre otros aspectos, es limitada debido al inmenso número de elementos neuronales eléctricamente activos. Así, la posibilidad de reconocer un simple mensaje o comando en medio de esta complejidad requiere de técnicas especiales de procesamiento. Entonces, los sistemas BCI requieren un procesamiento de señales en tiempo real, para el que hasta hace poco la tecnología necesaria era inexistente o era extremadamente costosa [4].

King et al. [5] desarrollaron un sistema BCI que controlaba una órtesis de mano para apoyar el proceso de rehabilitación de individuos con trastornos motores de los miembros superiores como consecuencia de accidentes cerebro-vasculares. Los estudios se realizaron en sujetos sanos y se llevaron a cabo en tiempo real. En cada uno de estos estudios se utilizan de forma variable diferentes parámetros obtenidos en los dominios del tiempo, la frecuencia y el tiempo-frecuencia para la etapa de extracción de características, sin embargo no existe consenso de cuál de estos es el más apropiado para la identificación exitosa de la imaginación motora, razón por la que el objetivo del presente trabajo es determinar un grupo de parámetros cuantitativos en los dominios antes mencionados, que con un alto nivel de exactitud indiquen la identificación de la apertura y cierre de las manos derecha e izquierda, así como la presencia de movimiento o no de las extremidades superiores a partir del análisis de la señal electroencefalográfica.

En esta investigación, se considera que el procesamiento offline de la señal EEG en sujetos sanos realizando una actividad motora (apertura y cierre de la mano), posibilitaría viabilizar el procesamiento online de señales EEG de sujetos discapacitados motores a partir de emplear un sistema BCI, en aras de lograr un desempeño eficiente en cuanto a las terapias de rehabilitación motoras de estos sujetos.

2. Materiales y Métodos

Para abordar la solución del problema planteado fue necesario implementar un grupo de técnicas asociadas al pre-procesamiento de las señales EEG utilizadas, a partir de las cuales se definió la banda de frecuencias de interés, la detección y eliminación de los artefactos presentes, la segmentación conveniente y la realización del aislamiento de los ritmos sensorial-motores. Posteriormente se centra en la extracción de aquellas características que contienen información discriminante sobre la base de dos ideas centrales: detectar el movimiento asociado a la apertura y cierre de la mano derecha e izquierda mediante el análisis de la desincronización asociada al evento (*Event Related Desincronization*: ERD) y de la sincronización relacionada al evento (*Event Related Synchronization*: ERS) [6,7]; además de estudiar la ocurrencia o no de movimiento (reposo).

Para el desarrollo de la investigación se empleó una base de datos de imaginación motora (*EEG Motor Imagery*: MI) que se encuentra en el sitio de Physionet, un portal web de bases de registros electrofisiológicos reales de acceso libre [8]. Estos registros constituyen una contribución aportada por los diseñadores del sistema de instrumentación BCI2000 [9]. La base de datos consiste en más de 1500 registros de EEG, con diferentes duraciones (uno o dos minutos por registro), obtenidos a partir de 109 sujetos saludables. En el protocolo experimental para obtener los registros se les pidió a los sujetos realizar diferentes tareas motoras e imaginadas mientras se almacenaban las señales EEG de 64 electrodos, muestreadas a 160 Hz, a lo largo de la superficie del cuero cabelludo. A cada sujeto se le realizaron 14 registros experimentales:

- Dos registros de línea base (total inactividad) de un minuto cada uno (uno con los ojos abiertos y el otro con los ojos cerrados).
- Tres registros de dos minutos cada uno asociados a cuatro tareas.

Esta investigación se centra solamente en la siguiente tarea:

- Se muestra un objetivo que aparece en el lado izquierdo o derecho de la pantalla. El sujeto abre y cierra el puño correspondiente hasta que el objetivo desaparece. Luego el sujeto se relaja.

La Figura 1(a) muestra un diagrama de bloques que refleja las etapas de procesamiento a que serán sometidas las señales electroencefalográficas una vez adquiridas. Las señales EEG de los 64 canales fueron registradas según el sistema internacional 10-10 excluyendo los electrodos Nz, F9, F10, FT9, FT10, A1, A2, TP9, TP10, P9, y P10 como se aprecia en la Figura 1(b).

Teniendo en cuenta el conjunto de datos, se seleccionaron los registros que representan la acción de apertura y cierre de las manos derecha e izquierda, además del estado de reposo y que se les identificó según la enumeración: R003, R007 y R011. El tiempo de adquisición de las muestras fue de dos minutos realizando el protocolo descrito anteriormente. Se creó un subconjunto de datos EEG que se corresponde con los primeros once sujetos (S001, S002, S003,..., S011) incluyendo los tres registros de movimientos ejecutados específicamente por cada sujeto para un total de 33 archivos de dos minutos.

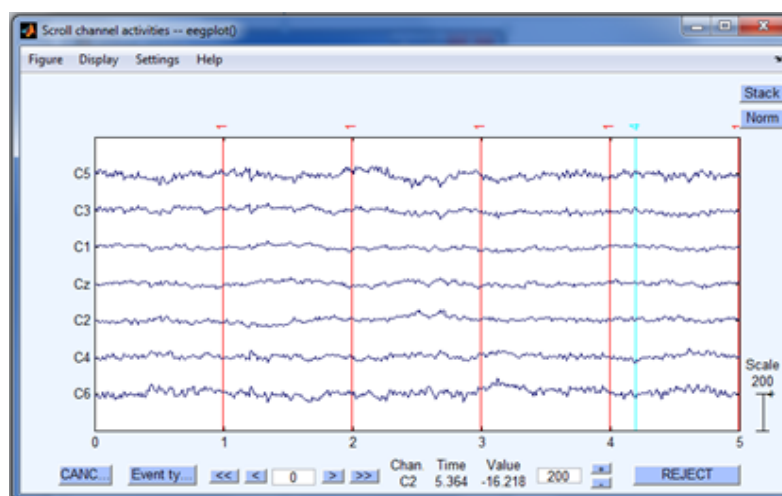
Se utilizó como herramienta de lectura de estos archivos el software Matlab, versión R2011a de MATHWORKS y dentro de este el toolbox EEGLAB, versión 13_1_1b, de código abierto [10].

Diagrama de flujo del procesamiento de señales para un BCI:

- Adquisición de Datos** (recibe **Intensión Motora**) → **Filtrado** → **Eliminación de Artefactos** → **Extracción de Segmentos** (ERD/ERS) → **Aislamiento de Ritmos** → **Construcción del Vector Característico** → **Clasificación (Traducción de la Señal)** → **Control de dispositivo(s)** → **Aplicación** → **Retroalimentación (visual, sonora, táctil, etc.)** → **Adquisición de Datos**.

El sistema completo se etiqueta como **BCI**.

De forma general en las investigaciones sobre BCI relacionadas con la realización de actividades motoras e imaginadas, específicamente con la ejecución de los movimientos de la mano izquierda y derecha, destacan el énfasis de los estudios en los registros de los electrodos C3, C4, y CZ localizados en la corteza sensorial motora [11]. En la Figura 2 se muestran los canales seleccionados para este análisis, por ello no es necesario explorar los 64 canales de datos. Posteriormente se procedió a realizar un grupo de acciones que tenían como objetivo fundamental el poder acondicionar digitalmente la señal electroencefalográfica para proceder a la etapa de extracción de características: la referenciación de los canales de EEG, el pre-filtrado para atenuar señales interferentes de naturaleza instrumental y/o fisiológica, filtrado para restringir las bandas espectrales de las señales bajo estudio y el proceso de segmentación necesario debido a que el EEG presenta permanentemente cambios temporales y sus características exactas, en términos generales, son impredecibles. Fue necesario subdividir los registros convenientemente en segmentos de tiempos representativos con propiedades estadísticas aproximadamente constantes.



Revista Cubana de Ingeniería Vol. XI (1) 1-13 (2020) ISSN: 2223-1781

En el procesamiento de señal de un sistema BCI, la etapa de extracción de características es el paso más crítico. El objetivo de esta etapa es crear una representación manejable y distintiva de la señal original (limpia), en aras de garantizar el éxito de la posterior fase de clasificación y el desempeño general del sistema. Un segundo objetivo de la fase de extracción de características es comprimir los datos (análisis de clustering) sin pérdida de información relevante, con la finalidad de reducir el número de variables a la entrada del clasificador (para que pueda operar eficientemente en tiempo real). Diversos son los enfoques que se pueden asumir en la fase de extracción de características. Encontrar el más apropiado es un objetivo activo de los proyectos de investigación que se están desarrollando actualmente.

Después de la fase de pre-procesamiento de los datos EEG, se estudió cada registro segmentado de los once sujetos con el objetivo de analizar los datos EEG de los movimientos de las manos a través del estudio de cómo cambia la actividad EEG con los MMD y MMI a partir de diferenciar los eventos ERS/ERD de los ritmos mu y beta que se generan en la corteza sensorial-motora. Se analizó el comportamiento de la potencia espectral a partir del modelo del cerebro. La Figura 3 muestra la distribución energética captada por los electrodos ubicados en la región central del cráneo en el sujeto 3 para diferentes valores de frecuencia adquiridos durante la ventana de presencia de acción motriz de apertura y cierre de la mano correspondiente. Son de notar los bajos niveles energéticos en la zona central asociados a los electrodos C1 a C6 y Cz del sistema 10-10 utilizado para la captación de los registros electroencefalográficos. Específicamente para la frecuencia de 10 Hz, los menores valores de potencia se centran en los electrodos contralaterales al movimiento: C4 para el movimiento de la mano izquierda y C3 para el movimiento de la mano derecha.

Teniendo en cuenta la localización de los electrodos en la región de la corteza motora (Figura 3(a) y (b)), esta representación permite visualizar con facilidad qué zonas del cerebro se activan durante el MMD y MMI. Es una forma de representar la magnitud de las señales mediante una escala de colores que representan la actividad energética en el dominio espectral asociada a los canales de datos. El EEGLAB facilitó el trazado del espectro de potencia a las frecuencias de 8, 10, 12, 14, 20, 25 y 30 Hz de los datos previamente segmentados para estudiar la distribución sobre el cuero cabelludo de la potencia a estas frecuencias.

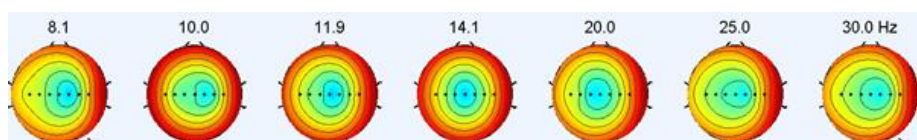


Fig.3(a) Espectro S003R003-izq.

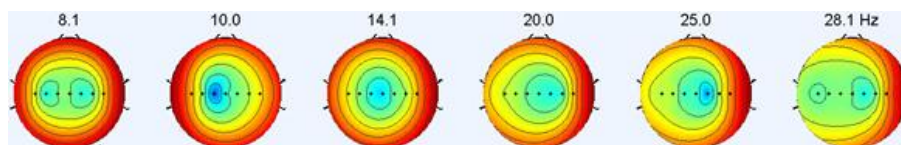


Fig.3(b) Espectro S003R003-der.

Fig.3 Distribución en el cuero cabelludo de la potencia espectral durante (a) Espectro asociado al MMI, (b) Espectro asociado a la MMD

El análisis tiempo-frecuencia es una herramienta que se comporta muy bien para el estudio de los cambios espontáneos e inducidos en los estados oscilatorios. Para evaluar la amplitud espectral relacionada con el evento y la fase se emplea la Perturbación Espectral Relacionada a Evento

(ERSP). La ERSP mide el promedio de los cambios en la potencia espectral relacionada con eventos en los datos de un canal o sus componentes. Estos cambios generalizan la sincronización y desincronización relacionada con eventos de banda estrecha. Para el cálculo de este parámetro se debe determinar la potencia espectral sobre la ventana de latencia deslizante para posteriormente promediar los ensayos. El color en cada pixel de la imagen indica por lo tanto la potencia (dB) para una frecuencia dada y una latencia relativa al evento de tiempo especificado.

3. Resultados y Discusión

De los resultados asociados a las gráficas anteriores (Fig.3(a) y (b)) puede apreciarse que la gráfica espectral asociada al movimiento motor de la mano izquierda muestra una disminución en la potencia espectral cerca de la posición del electrodo C4 a las frecuencias de 8-10 Hz. Para el caso del movimiento motor de la mano derecha se aprecia igualmente una disminución de la potencia espectral cerca de la posición del electrodo C3 a las frecuencias de 8 Hz, 14 Hz y 25 Hz, siendo prominente a los 10 Hz. Este comportamiento devela la desincronización del ritmo mu (8-12 Hz) y el beta central (18-26 Hz) para las áreas de la corteza sensorial motora que se corresponden con la zona cerebral del control del movimiento de las manos. Además, se está en presencia de la contralateralidad del movimiento, pues se evidencia que el área sensorial motora derecha es la responsable del MMI y viceversa para el MMD. Es importante considerar que aunque la actividad sensorial motora es local, presenta una cobertura bastante amplia.

En la Figura 4(a) y (b), se muestran las imágenes de los ERP (*Event Related Potentials*) asociadas a cada canal de datos en dependencia de la tarea que realiza el sujeto, en este caso es la apertura y cierre de la mano derecha e izquierda del S003R03. Para la Figura 4(a) MMD asociado al canal C3 se muestra una disminución en el ERP (color azul) de $-18 \mu\text{V}$ asociado al lado izquierdo del área sensorial motora antes de ejecutado el movimiento correspondiéndose con una ERD, igualmente se aprecia una disminución de la potencia alrededor de los 500 ms de $-9 \mu\text{V}$ de amplitud, antecedida esta disminución por un pico de amplitud de $18 \mu\text{V}$. Luego de comenzado el movimiento, a partir de 1000 ms aumenta la potencia (color rojo) correspondiéndose con una ERS de $18 \mu\text{V}$ de amplitud. Para el canal C4 antes de ejecutado el movimiento, se aprecia un predominio en la disminución de la potencia para un valor de $-7 \mu\text{V}$ de amplitud y justo unos pocos milisegundos antes de comenzar el movimiento ocurre un aumento de la potencia manteniéndose medio segundo luego de ejecutado el movimiento alcanzando un valor de $14 \mu\text{V}$ de amplitud, posteriormente se aprecia una disminución de la potencia entre 500 ms y 1500 ms llegando a alcanzar un valor de $-14 \mu\text{V}$ de amplitud. También los canales C3 y C4 de la Figura 4(a) y (b) de la imagen de los ERP del MMI fueron objeto de análisis.

En el caso de C3 a partir de 500 ms antes comenzar el movimiento se aprecia una disminución en la potencia hasta 250 ms luego de ejecutado el movimiento alcanzándose una amplitud de $-18 \mu\text{V}$. Posteriormente, a los 250 ms posteriores al comienzo del movimiento, predomina un aumento de la potencia. Nuevamente vuelve a disminuir la potencia cerca de los 1500 ms, desarrollando un valor de amplitud de $-9 \mu\text{V}$ siendo justo la mitad del máximo valor de menor potencia alcanzado en el canal.

Para C4 se aprecia que 500 ms antes de comenzado el movimiento hay un aumento en la potencia frente a la disminución de potencia en el canal C3. Posterior al comienzo del movimiento ocurre una fuerte disminución de la potencia durante 500 ms correspondiéndose coincidiendo con una amplitud de $12 \mu\text{V}$, luego de 500 ms de ejecutado el movimiento aumenta levemente la potencia a $6 \mu\text{V}$ de amplitud sucediendo lo mismo para 1500 ms. De forma general podría plantearse que en el análisis de los canales de la imagen de ERP de MMI se aprecia una disminución en ERP en el lado correcto del área sensorial motora y un aumento en el ERP en el lado izquierdo que indica la

desincronización de los ritmos sensorial motores durante el movimiento de las manos. La conjunción entre los canales ERP fortalece el resultado obtenido mediante la imagen de ERP.

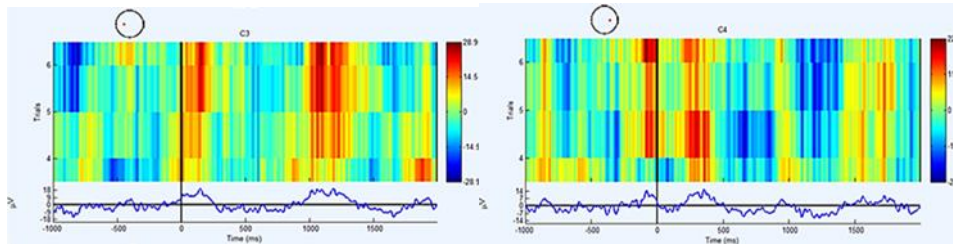


Fig.4(a) ERP de los canales C3 y C4 durante el MMD S003R03

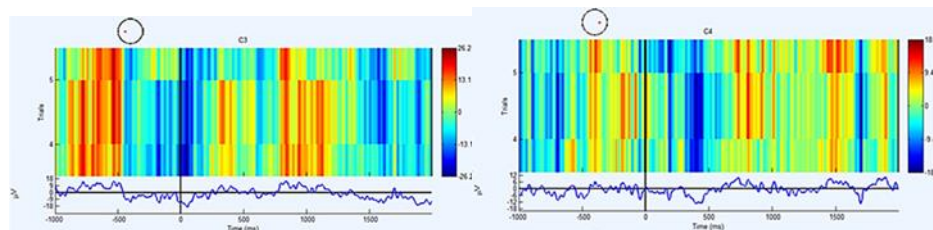


Fig.4(b) ERP de los canales C3 y C4 durante el MMI S003R03

El promedio de todos los canales C3 y C4 del sujeto S003 de las tareas 003, 007y 011 se muestra en la Figura 5. Es de observar en la gráfica asociada al ERP del canal C3, que la característica del promedio del MMD es mayor en amplitud ($22 \mu V$) frente a la característica del promedio del MMD asociado al canal C4 de aproximadamente $15 \mu V$, pudiéndose inferir fácilmente la identificación del MMD y del MMI.

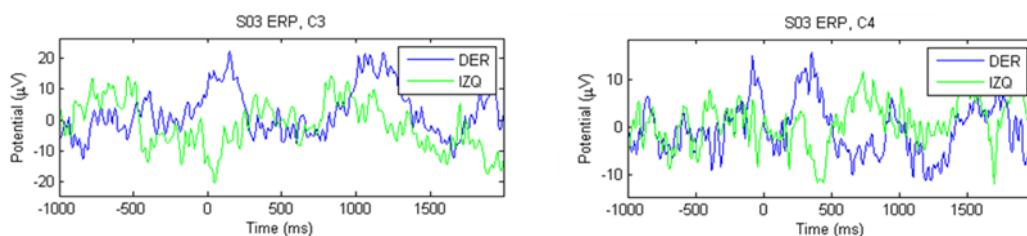


Fig.5 ERP de los canales C3 y C4 durante el MMI

En la Figura 6(a) y (b) se muestran las características asociadas al MMD de los canales C3 y C4. En cada una de las gráficas, el panel izquierdo exhibe la media de la potencia espectral de la línea de base (potencia vs. frecuencia), y la parte baja de la gráfica muestra la envolvente de la media de los valores altos (línea verde) y bajos (línea azul) en dB, relativos a la línea de base, de cada tiempo en el segmento. Remitiendo la atención hacia el desempeño de los canales C3 y C4, representativos de la acción motora de las extremidades superiores, se puede distinguir en las gráficas de ERSF diversos colores asociados a la ERD/ERS. Específicamente para C3 en donde se aprecia el “gobierno” del movimiento ejecutado de la mano derecha, globalmente se aprecia una mayor intensidad en la coloración de los píxeles con relación a C4.

Partiendo de ello se expone el comportamiento que se muestra en la Figura 6(a), asociada a C3 en cuanto a potencia espectral, ERSF, ERD/ERS de los ritmos de interés. En la etapa de pre-movimiento, a alrededor de 500 ms para C3 se exhibe una baja perturbación espectral pronunciada de 8-12 Hz, de 18-30 Hz y de 12-18 Hz se visualiza un aumento en la ERSF. Para C4 en el mismo instante no se aprecia un comportamiento similar y tan marcado al comentado con anterioridad,

excepto en el intervalo de 19-30 Hz. En los 250 ms antes de comenzar el movimiento se aprecia un aumento de la ERSP de 8-19 Hz justo antes de este valor y una disminución de la ERSP luego del mismo desde 12-20 Hz, en cambio para la gráfica de C4 se aprecia todo lo contrario, evidenciándose la ERD en la etapa de pre-movimiento asociado al ritmo μ . Unos instantes, justo antes del comienzo del movimiento, se aprecia la desincronización del ritmo β , pues para C3 existe una marcada disminución de la ERSP desde 17-35 Hz y para C4 se exhibe un aumento en la ERSP desde 22-30 Hz. Luego de ejecutado el movimiento en los primeros 500 ms hay un marcado aumento de la ERSP para C3 de 8-33 Hz, no sucediendo este mismo fenómeno con igual intensidad para C4, en este instante no hay una desincronización marcada entre los ritmos μ y β . A los 750 ms en C3 disminuye la ERSP (azul intenso) y surge una ERD entre el ritmo μ y β pues acontece la disminución del ERSP que ocurre de 8-22 Hz, evidenciándose en C4 un ligero cambio en el ERSP de 8-15 Hz. Finalmente luego de 1000 ms de comenzado el movimiento, ocurre la ERS post-movimiento entre los ritmos μ (8-19 Hz) para un aumento en la ERSP y β (25-30 Hz) para una disminución de la ERSP. Nótese que la descomposición y análisis en frecuencia de cada uno de los electrodos fortalece el resultado de las gráficas de ERSP.

Las medidas analizadas (potencia espectral, imagen de los ERP, ERSP y el promedio de todos los canales) fueron realizadas solamente para un sujeto S003R03. A pesar de que se distinguen las medidas de potencia espectral, ERP e imagen de la ERP como capaces de identificar el MMD y el MMI. No es correcto dar una conclusión sin antes haber realizado el análisis de estas mismas medidas para más sujetos y por tanto más canales.

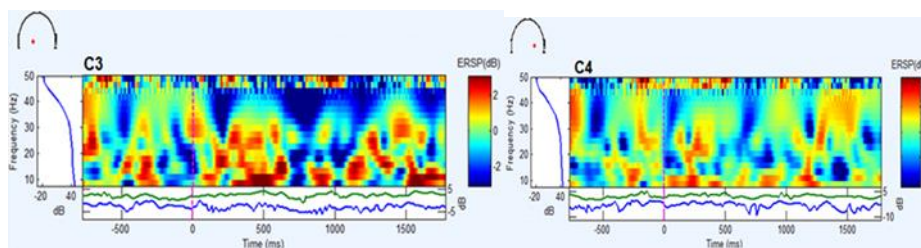


Fig.6(a) ERSP para cada posición de los electrodos C3 y C4 durante el MMD

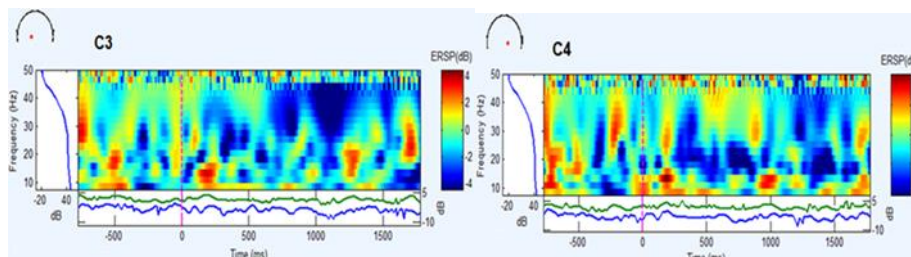


Fig.6(b) ERSP para cada posición de los electrodos C3 y C4 durante el MMI

En aras de realizar un estudio más abarcador se analizaron 11 sujetos para dos condiciones MMD y MMI. Llegando a ser procesados 30 archivos de datos segmentados, específicamente de la tarea 11. Las gráficas de la Figura 7 se corresponden con el análisis del promedio de los ERP para los canales C3 y C4. Es válido resaltar que para el electrodo C4 (mano izquierda) y para el electrodo C3 (mano derecha) estarán presentes los promedios de los movimientos de apertura y cierre de los puños asociados (comportamiento global). Por ejemplo de 0 a 500 ms, luego de comenzado el movimiento, se aprecia para el electrodo C4 (MMD) que el valor del potencial es positivo de 8μ y por tanto aumenta la amplitud de la señal; no sucediendo el mismo comportamiento para el electrodo C4 (MMI) en el cual el valor del potencial es negativo de -8μ V. Un comportamiento semejante exhibe la señal para el caso del electrodo C3 justo después de comenzado el movimiento alrededor de los 500 ms. Por tanto el ERP es un indicador discriminante del movimiento de la

mano. A partir de contrastar con el análisis expuesto para un sujeto, evidenciándose un comportamiento estándar a registrar en cada electrodo.

Para el caso del análisis del espectro de los canales, la Figura 8 muestra el comportamiento espectral del promedio de la señal en los canales C3 y C4. A partir de observar el espectro de la señal asociado al canal C4 en el intervalo de 8 a 10 Hz, se constata que a 9 Hz ocurre una disminución de la potencia según el MMD evidenciándose una incongruencia. Por ello se debe analizar el canal C3 para el mismo intervalo de frecuencia.

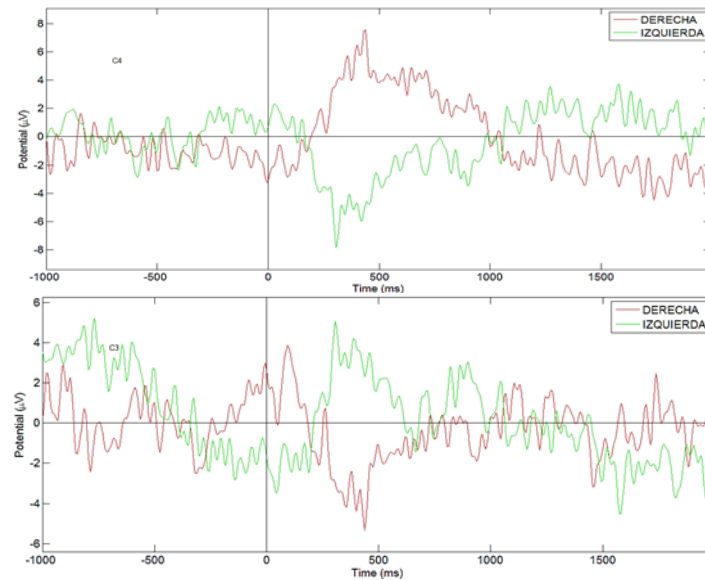


Fig.7 ERP para cada posición de los electrodos C4 y C3 durante el MMI y el MMD respectivamente

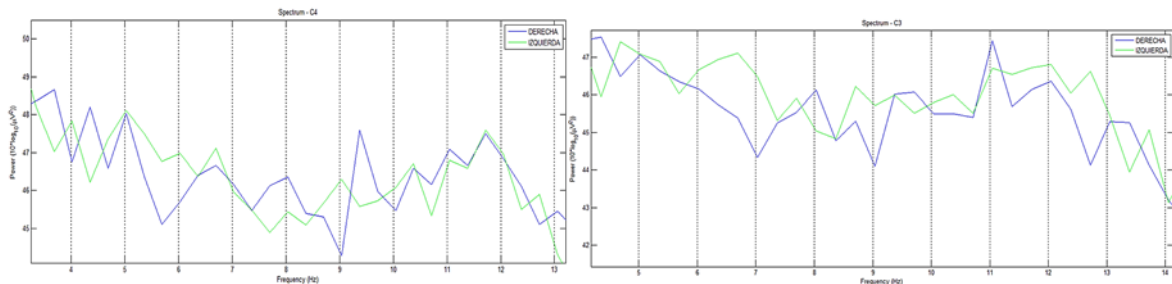


Fig.8 Espectro de los canales para cada posición de los electrodos C3 y C4 durante el movimiento ambas manos

Al analizar C3 el resultado no es incongruente, pues al tenerse en cuenta la disminución de la potencia en el intervalo de 8 a 10 Hz estamos en presencia del MMD asociado al canal C3. Por tanto, se concluye que el análisis del espectro en la potencia no brinda información suficiente para determinar MMD o MMI en el estudio realizado para los 11 sujetos. El análisis de la ERSP se aborda analizando la Figura 9. Luego de comenzado el movimiento alrededor de los 500 ms se aprecia que en el intervalo de 8 a 10 Hz asociado este al ritmo μ se evidencia una ERD pues disminuye la potencia (color azul), y se aprecia además que existe una disminución de la potencia en todas las gráficas para el mismo intervalo de frecuencias, manteniéndose esta disminución hasta los 35 Hz. Por ello la ERSP promedio de todos los canales estudiados no brinda información suficiente para discriminar el movimiento de la mano derecha e izquierda.

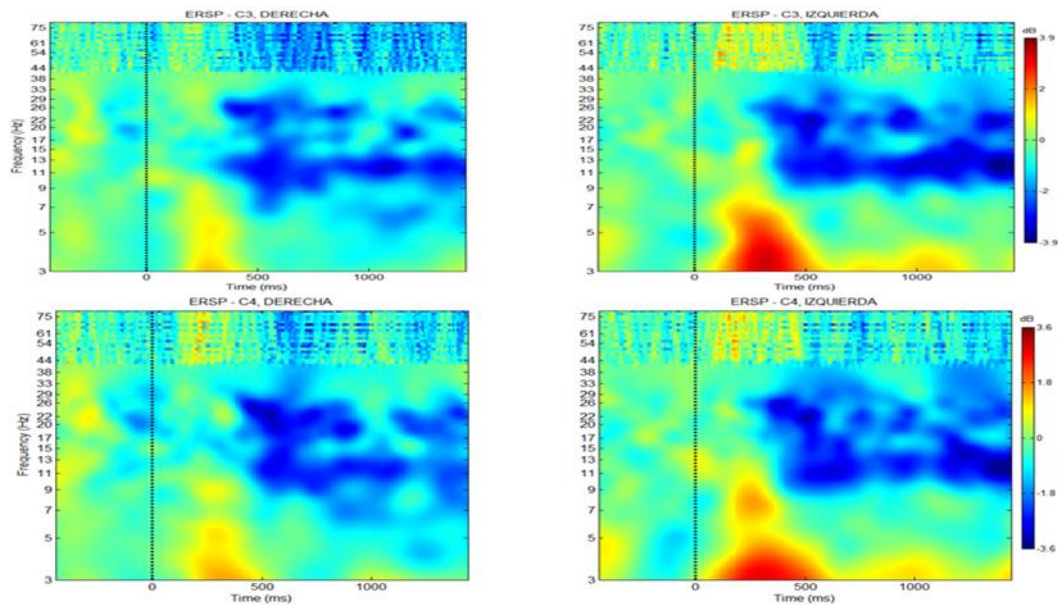


Fig.9 Promedio de los ERSP de los canales para cada posición de los electrodos C3 y C4 durante el movimiento ambas manos

Analizando la Figura 10, la imagen de los ERP exhibe una disminución de la potencia (color azul) alrededor de los 500 ms de comenzado el movimiento para el canal C4 (izquierda) y el canal C3 (derecha) correspondiéndose esta disminución de potencia con la ejecución del movimiento respectivo. Nótese que para los canales C4 (derecha) y C3 (izquierda) aumenta relativamente la potencia (color rojo) en este mismo instante de tiempo, siendo consecuente con la información registrada en la literatura. El análisis de agrupamiento por canal permite distinguir el patrón de movimiento de la mano derecha e izquierda.

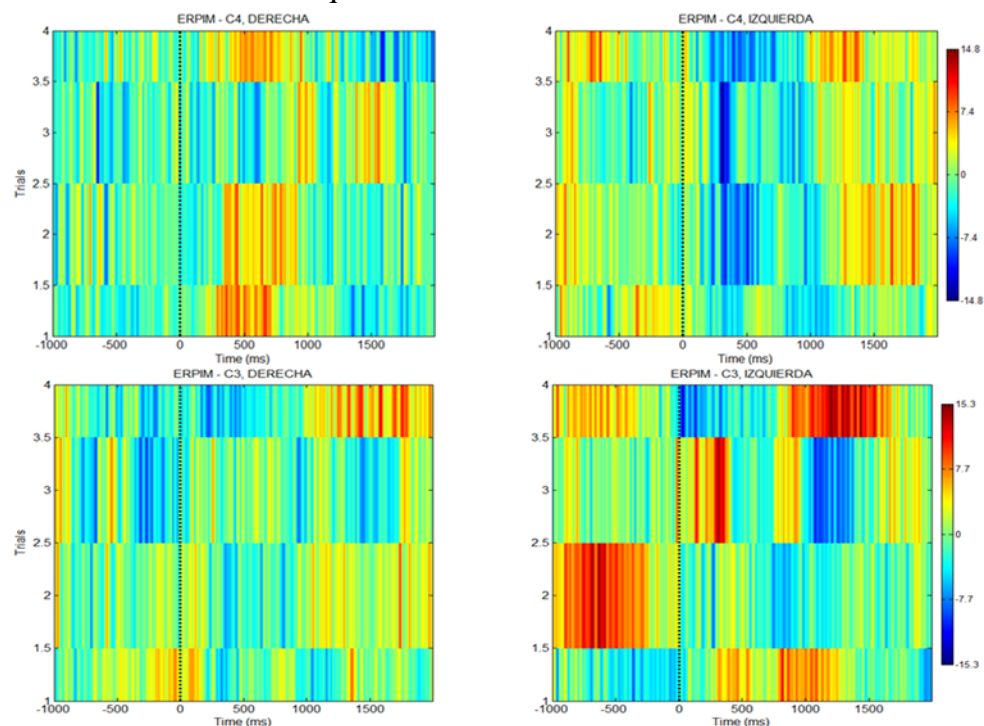


Fig.10 Promedio de la imagen de los ERP de los canales para cada posición de los electrodos C3 y C4 durante el movimiento ambas manos

El cálculo del porcentaje de acierto en la identificación de MMD respecto a MMI (aMIMD) se obtuvo según la siguiente ecuación:

$$aMIMD = 100 \times \frac{deIdentificacionesCorrectas}{TotaldeEventos} \quad (1)$$

Para analizar la ocurrencia o no de movimiento motor se tomaron igualmente registros de once sujetos correspondientes a la tarea 11, específicamente para los canales centrales (C3 y C4). Estos datos fueron referenciados al valor promedio y filtrados; posteriormente se les aplicó Análisis de Componentes Independientes (ICA). Para crear los archivos de movimiento se tomaron los eventos 3 y 4, de duración desde -1 s hasta 2 s después de generada la indicación de la acción motora; y para el archivo de reposo (o no movimiento) se tomó el evento 2 de igual duración que los eventos de movimiento, siendo estos los representativos de los dos eventos de interés. La característica espectral se comportó según se indica en la Figura 11.

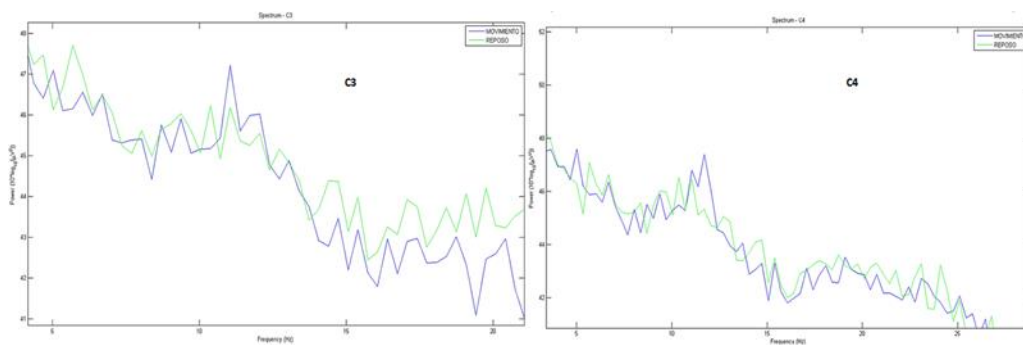


Fig.11 Espectro de los canales C3 y C4 asociados al análisis de movimiento y reposo

Importante notar que a partir de los 10 Hz el movimiento se distingue sin ninguna dificultad con relación al reposo para ambos canales. Se puede plantear que el análisis del espectro en la potencia brinda información suficiente para determinar la acción de movimiento y no movimiento. La imagen de los ERP se comportó según se indica en la Figura 12.

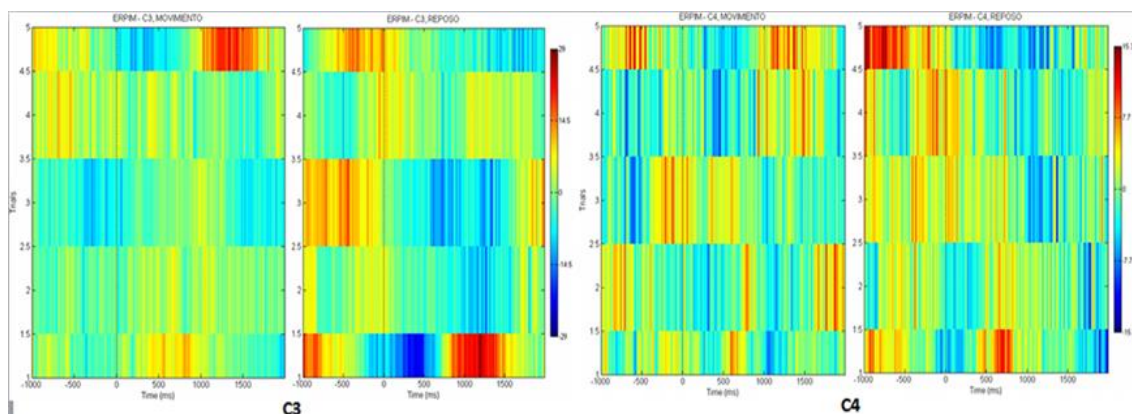


Fig.12 El promedio de la imagen de los ERP de los canales para cada posición de los electrodos C3 y C4 durante movimiento y reposo

De forma general podría plantearse que en el análisis de los canales de la imagen de ERP de la acción de movimiento o no movimiento se aprecia una disminución en ERP en el lado correcto del área sensorial motora y un aumento en el ERP en el lado izquierdo que indica la desincronización de los ritmos sensorial motores durante el movimiento o no de las manos. Esto se evidencia mejor

para el análisis de las gráficas asociadas a C4 frente a las de C3. La ERSP se comportó según se indica en la Figura 13.

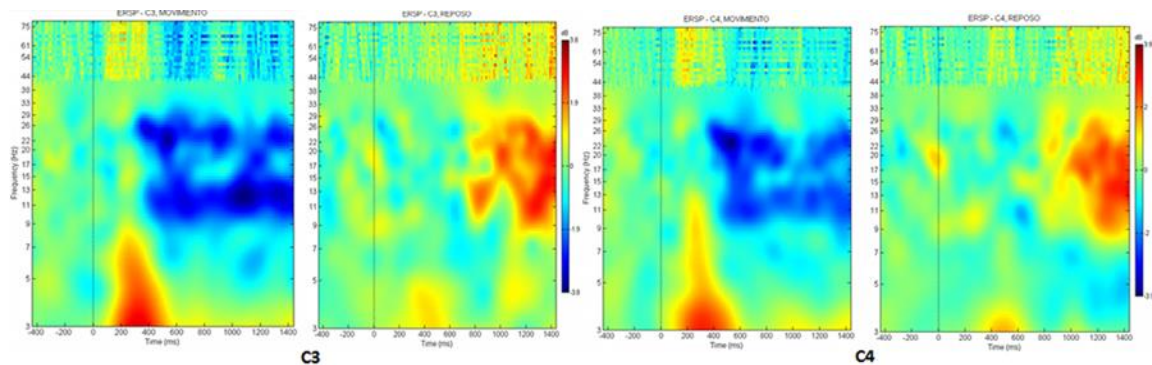


Fig.13 Promedio de los ERSP de todos los canales para la posición de los electrodos C3 y C4 durante el movimiento y reposo

Luego de comenzado el movimiento alrededor de los 500 ms se aprecia que en el intervalo de 8 a 10 Hz asociado este al ritmo μ se evidencia una ERD, pues disminuye la potencia (color azul), y se aprecia además que existe una disminución de la potencia en todas las gráficas para el mismo intervalo de frecuencias, manteniéndose esta disminución hasta los 33 Hz. Por ello la ERSP promedio de todos los canales estudiados brinda información suficiente para discriminar la acción o no de movimiento; obsérvese la ausencia de coloración en las gráficas asociadas al reposo, indicativo de no ERP significativo. Para el cálculo del porcentaje de acierto en la identificación de Movimiento respecto al Reposo (aMR) se empleó la ecuación 2:

$$aMR = 100 \times \frac{\text{deIdentificacionesCorrectas}}{\text{TotaldeEventos}} \quad (2)$$

Los parámetros más propensos a ser empleados para la identificación del movimiento son el ERP, ERSP. Se pudo apreciar que la validez de los resultados es discutible. En cada realización las ERD y ERS no ocurren siempre de igual manera para los sujetos bajo estudio ni con una sincronización precisa respecto al instante de movimiento. Aunque se está en presencia de un proceso no estacionario (estocástico) y no se puede asegurar que este resultado converja a las ERD o ERS correctas. Sin embargo, este procedimiento es práctica habitual y los resultados obtenidos igualmente son útiles para realizar un análisis preliminar offline o con fines comparativos de identificación o no de movimiento y de cuál sería el miembro superior que abre y cierra el puño.

4. Conclusiones

Con la utilización de herramientas matemáticas se pudo realizar un análisis gráfico de las señales con un alto grado de confiabilidad en los resultados. En el caso de la identificación del movimiento asociado a la mano derecha e izquierda se concluye que las características de la mano izquierda y derecha en este estudio son identificables luego de comenzado el movimiento. Esto puede ser debido a la segmentación empleada que condiciona el estudio para un corto intervalo de tiempo, dejando a un lado el estudio de los instantes previos al movimiento. Para el análisis de un sujeto empleando la imagen de los ERP, es una característica válida para identificar el MMD y MMI, por tanto es una medida indicativa de validez al estudiarse el análisis de la imagen de los ERP en varios sujetos si se desea distinguir un movimiento de otro. El análisis del espectro en la potencia no brinda información suficiente para determinar MMD o MMI. El análisis del promedio de los canales en 11 sujetos empleando ERP y la imagen ERP en un 84% permitió identificar los

parámetros asociados al MMD y MMI y para la ocurrencia de movimiento y no movimiento, fue de un 90% la identificación de esta acción.

Referencias

1. Bashashati, A., et al., Topical Review. *A survey of signal processing algorithms in brain-computer interfaces based on electrical brain signals*. Journal of Neural Engineering, 2007. **4**: p. R32-R57.
2. Ortnier, R., *A motor imagery based brain-computer interface for stroke rehabilitation A Motor Imagery based Brain-Computer Interface for Stroke Rehabilitation*. Studies in Health Technology and Informatics, 2012. p. 3-8.
3. Amanpour, B., et al., *Classification of Brain Signals Associated with Imagination of Hand Grasping , Opening and Reaching by Means of Wavelet-based Common Spatial Pattern and Mutual Information*, 35th Annual International Conference of the IEEE EMBS, 2013. p. 2224-2227.
4. Nicolas-Alonso, L.F., et al., *Brain Computer Interfaces, a Review*. Sensors, 2012. **12**: p. 1211-1279.
5. King, C.E., et al., *Performance Assessment of a Brain-Computer Interface Driven Hand Orthosis*. Journal Annals of Biomedical Engineering, 2014. **40**(10): p. 2095-2105.
6. Pfurtscheller, G., et al., *Invited review. Event-related EEG/MEG synchronization and desynchronization: basic principles*. Clinical Neurophysiology, 1999. **110**: p. 1842-1857.
7. Pfurtscheller, G., et al., *Mu rhythm (de) synchronization and EEG single-trial classification of different motor imagery tasks*. NeuroImage, 2006. **31**: p. 153-159.
8. Goldbergger, A.L., et al., *PhysioBank, PhysioToolkit, and PhysioNet: Components of a New Research Resource for Complex Physiologic Signals*. Circulation, 2000. **101**(23): p. e215-e220.
9. Schalk, G., et al., *A General-Purpose Brain-Computer Interface (BCI) System*. IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 2004. **51**(6): p. 1034-1043.
10. Delorme, A., et al., *EEGLAB: an open source toolbox for analysis of single-trial EEG dynamics including independent component analysis*. Journal of Neuroscience Methods, 2004. **134**: p. 9-21.
11. Pfurtscheller, G., et al., *Current Trends in Graz Brain-Computer Interface (BCI) Research*. IEEE Transactions Rehabilitation Engineering, 2000. **8**(2): p. 216-219.

Conflicto de Intereses

No existe ningún conflicto de intereses entre los autores, ni de los autores con otras entidades vinculadas al contenido del artículo.