

Interfaz Cerebro-Computadora basada en OpenBCI e Impresión 3D

F. Pose; N. Martinez; J.M. Geria; N. González

Universidad Tecnológica Nacional – Facultad Regional Buenos Aires - Argentina

fernandoepose@gmail.com

Abstract— Support products allow to reduce the barriers that handicapped or older people must confront, and thus favor their accessibility, communication and autonomy. In the present paper, it was proposed as objective the design and appraisal of a Brain-Computer-Interface to stimulation and rehabilitation, which can be used during a clinical evaluation. The interface realization was based on the use of open software and hardware based on OpenBCI to perform the acquisition of the electroencephalogram signal together with a helmet elaborated using 3D printing. Communication software was developed, which allows the user to decide between two options, providing assistance in the communication process. The software can save the records obtained together with the markers in a database to be then used in future research works. The signal processing was performed using a consistent averaging of 40 sections and the Discrete Wavelet Transform proposed in previously works presented. To evaluate the interface were acquired 35 records belonging to 7 healthy middle-aged individuals. As an outcome of the project, an accuracy of 65.71% of correct answers was obtained by the developed interface under the proposed working. This work establishes a starting point towards the creation of a new tool that allows the health professionals an effective means of work in their daily work, becoming independent of involuntary movements and low muscle tone among other access difficulties.

Resumen— Los productos de apoyo permiten disminuir las barreras que enfrentan las personas con discapacidad y adultos mayores y así favorecer la accesibilidad, comunicación y autonomía. En el presente trabajo se propuso como objetivo el diseño y evaluación de una interfaz cerebro-computadora para estimulación y rehabilitación la cual pueda ser utilizada durante una evaluación clínica. La realización de la interfaz se apoyó en el uso de software y hardware abierto basado en OpenBCI, para realizar la adquisición de la señal de electroencefalograma en conjunto con un casco desarrollado utilizando impresión 3D. Se desarrolló un software de comunicación, el cual permite al usuario elegir entre dos alternativas, brindándole asistencia en el proceso de comunicación. El software cuenta con la posibilidad de guardar los registros obtenidos junto a anotaciones en una base de datos para ser luego utilizados en futuros trabajos de investigación. El procesamiento de la señal se realizó utilizando un promediado coherente de 40 épocas y la Transformada Wavelet Discreta propuesta en trabajos previamente presentados. Para la evaluación de la interfaz se adquirieron 35 registros pertenecientes a 7 individuos sanos de mediana edad. Como resultado del proyecto se obtuvo una exactitud del 65,71% de aciertos por parte de la interfaz desarrollada bajo las condiciones de trabajo propuestas. El trabajo realizado establece un punto de partida hacia la creación de una nueva herramienta que permita a los profesionales de la salud un medio efectivo de trabajo en su quehacer diario,

independizándose de movimientos involuntarios y bajo tono muscular entre otras dificultades de acceso.

Keywords: BCI, rehabilitación, EEG, Wavelet, OpenBCI

I. INTRODUCCIÓN

Los productos de apoyo, también conocidos como ayudas técnicas, son aquellos dispositivos que permiten disminuir las barreras a las que se enfrenta una persona. Estos posibilitan una innegable mejora en la calidad de vida de las personas con “diversidad funcional” [1] al brindar una real equiparación de oportunidades a través de su uso, posibilitando la inserción social y laboral.

En los casos donde se trabaja con pacientes con parálisis cerebral (PC), esclerosis lateral amiotrófica (ELA) y traumatismo de cráneo (TEC), los productos de apoyo existentes brindan soluciones muy acotadas. Dentro de las limitaciones principales se encuentra la forma de acceso a la computadora como una herramienta para la estimulación y rehabilitación, dentro de las dificultades en el acceso podemos distinguir movimientos involuntarios que hacen inviable el uso de mouse o teclados adaptados, el bajo tono muscular que no permite el traslado de miembros superiores o inferiores o la fuerza suficiente para trabajar con un switch o pulsador adaptado [2].

En todos estos casos se busca encontrar en la persona un movimiento voluntario y repetitivo que permita el acceso previamente mencionado.

En los últimos años, se ha explorado la posibilidad de establecer un canal de comunicación entre el cerebro y el mundo exterior mediante la interpretación de las señales del cerebro. Este canal es conocido actualmente como una interfaz cerebro computadora -ICC- (BCI por sus siglas en inglés -Brain Computer Interface-).

Para establecer este canal de comunicación, existen diversas técnicas no invasivas además de la Electroencefalografía (EEG), como Magneto encefalografía (MEG), Tomografía por emisión de positrones (PET) o Imágenes por resonancia magnética funcional (fMRI). Sin embargo, éstas últimas son más costosas y requieren una gran preparación técnica.

En este trabajo se propone el uso de un casco para EEG, debido a su bajo costo y su facilidad de empleo, pudiendo ser utilizado por personas sin grandes conocimientos técnicos.

A. Interfaz Cerebro-Computadora

Una interfaz cerebro-computadora es un sistema que analiza la actividad eléctrica del cerebro con el objetivo de controlar dispositivos externos.

Los sistemas ICC/BCI se basan en los potenciales corticales lentos, oscilaciones de las ondas alfa y beta, respuesta de la onda P300 o potenciales evocados visuales de estado estable [3].

El propósito de la interfaz cerebro-computadora es crear una conexión especializada que permita a un individuo con discapacidad motora severa, tener un control sobre diferentes dispositivos como por ejemplo computadoras, prótesis o sistemas de comunicación.

B. Potenciales Evocados Visuales

Los potenciales evocados visuales son la respuesta obtenida al estimular la vía visual, bien mediante un flash o mediante un damero reversible, de modo que ese estímulo ingrese por la retina y llegue a la corteza visual, atravesando diferentes estructuras cerebrales.

La forma habitual de obtención de un potencial evocado es a partir de la presentación de un conjunto de estímulos de los que solo unos pocos tienen relación a la intención del usuario. De este modo, los estímulos de interés, al ser infrecuentes provocan la aparición del potencial en la actividad cerebral del usuario [4].

C. Potenciales Evocados Endógenos: P300

El potencial más estudiado es el pico P300, siendo éste uno de los paradigmas más fiables utilizados en la implementación de un sistema BCI [5]. En general, el P300 se obtiene con una latencia que representa una media de la rapidez del procesamiento cognitivo, del tiempo que tarda el sujeto en percibir y evaluar un estímulo para la actualización o puesta al día de la memoria, y de la capacidad de procesamiento. Esta latencia suele ser de 300 ms aproximadamente. Dicho potencial se observa principalmente en las zonas central y parietal de la corteza cerebral [6]. Sin embargo, para el presente trabajo, se tomará la señal del occipital izquierdo, en el cual el pico P300 se manifiesta con diferente polaridad, una onda negativa a unos 80-100 ms, seguidas de un pico positivo y una amplia onda positiva a 300 ms (figura 1) [5].

En este trabajo, se propone el desarrollo de una interfaz cerebro-computadora utilizando hardware abierto basado en OpenBCI [7], impresora 3D y la Transformada Wavelet Discreta para el procesamiento de la señal.

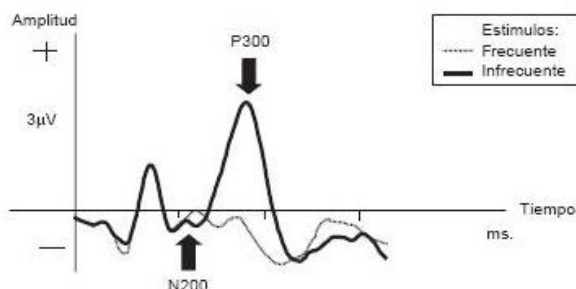


Figura 1: Potencial evocado endógeno P300

II. ELEMENTOS DE TRABAJO Y METODOLOGÍA

A. Registros de Potenciales Evocados Relacionados

Como interfaz de adquisición de la señal de EEG se utilizó un casco impreso en 3D (figura 2) de 8 canales de adquisición, en conjunto con OpenBCI modelo Cyton, cuyas características se observan en la Tabla I. Éste se compone de un microcontrolador de la familia Arduino encargado de configurar y comandar un conversor analógico a digital para tomar las muestras. Para lograr una mayor libertad de movimientos y facilidad de uso por parte del usuario, quien porta el hardware de detección, la comunicación y el envío de datos hacia la computadora se hace a través de una comunicación inalámbrica por Bluetooth, adaptada mediante un dongle USB para poder utilizarla en cualquier slot USB. En base a una lista de comandos prefijados, se le pueden dar las órdenes de configuración al microcontrolador desde la aplicación en la computadora para establecer la forma de trabajo del conversor analógico a digital necesarias en función de su utilización.

Tabla I
Características del Hardware OpenBCI, Modelo Cyton

Alimentación	4 pilas AA
Comunicación	Bluetooth Dongle
Conversor Analógico Digital	ADS1299
Resolución	24 bits
Canales	8 ó 24
Frecuencia de Muestreo	250 Hz
Controlador	Basado en Arduino

Como interfaz de usuario se utilizó un comunicador avanzado el cual se describe a continuación (inciso B).

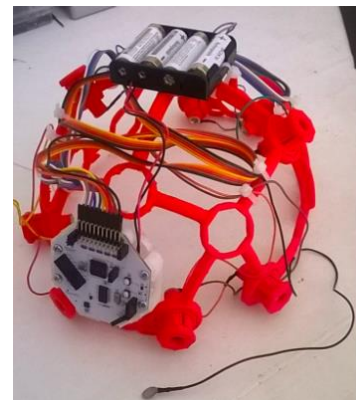


Figura 2: Casco desarrollado para la adquisición de la señal

B. Comunicador Avanzado

El comunicador avanzado se desarrolló en lenguaje C#.NET. La aplicación se compone de dos menús para su comando. El primero, de configuración, permite al usuario modificar el aspecto de la interfaz (figura 3), para adaptarlo a su mejor confort visual.

Dicho menú permite al examinador configurar los parámetros temporales correspondientes al estudio a realizar, como pueden ser el tiempo de descanso o intervalo de tiempo entre excitación de dos elecciones posibles consecutivas, el tiempo de iluminación de cada elección y el tiempo total del estudio.

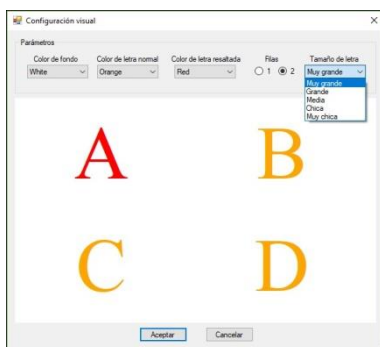


Figura 3: Opciones para la configuración visual

En la figura 4 puede observarse un ejemplo de configuración posible de aspecto: Fondo negro, opción no resaltada en gris para no destacar respecto del fondo (símbolo NO), opción destacada en blanco para contrastar con el fondo (símbolo SI), tamaño de letra grande y 2 elecciones posibles.



Figura 4: Configuración de interfaz con dos elecciones posibles

El menú de acciones permite al usuario iniciar o detener la ejecución o, en caso de error, reiniciar la aplicación.

Finalizado el estudio de forma correcta, el software informa la elección tomada por el algoritmo de procesamiento. Posteriormente se guardará en una base de datos el registro obtenido para su utilización en trabajos futuros junto a los parámetros de configuración, la elección detectada por el algoritmo de procesamiento y la elección informada por el usuario.

C. Forma de Uso del Comunicador Avanzado

Para llevar a cabo una sesión, el usuario tiene la posibilidad de modificar el entorno visual de la aplicación, según fue descrito, sin la obligatoria necesidad de ser ayudado por un examinador. Previo al inicio del estudio, el usuario debe elegir libremente una de las posibles elecciones mostradas en pantalla (figura 4) e informarlo al software mediante el comando para tal fin. Luego, el mismo usuario dará la acción de inicio del estudio.

La aplicación irá iluminando secuencialmente las distintas opciones de a una, de izquierda a derecha, volviendo al inicio luego de completar una secuencia.

Durante el tiempo de destello o excitación, el símbolo en cuestión tendrá un color que lo haga tener un gran contraste respecto del fondo, mientras que durante el tiempo de descanso y hasta que vuelva a ser iluminado deberá tener un color que lo haga pasar desapercibido respecto del fondo.

Luego de completar el tiempo por símbolo, compuesto por el tiempo de excitación más el tiempo de descanso, se continua con el siguiente símbolo para ejecutar la misma secuencia de iluminación. De esta forma, se van estimulando todas las opciones en un sistema Round-Robin. Todos los símbolos se iluminan el mismo número de veces a lo largo de la sesión. El usuario debe enfocar su mirada sólo en la opción deseada, previamente informada, durante todo el estudio. A fin de mejorar su nivel de concentración, se le solicita que realice un conteo de la cantidad de veces que dicho símbolo es iluminado.

Debido a que el hardware sólo se encarga de tomar y enviar muestras de la señal a pedido de la aplicación, ésta debe encargarse de clasificar a qué momento del estudio corresponde cada una para luego poder interpretarlas y procesarlas. Sin un seccionamiento correspondiente, no es posible luego identificar a qué situación se corresponde cada dato. Para esto, la aplicación genera un vector auxiliar de marcas específicas, indicando los momentos de inicio y fin de cada estímulo según se producen, como también el comienzo y finalización del estudio. Luego, utilizando estas marcas específicas, se pueden identificar los datos correspondientes al tiempo de excitación y descanso de cada estímulo. Conforme son iluminados los símbolos y se obtienen las muestras, son insertadas las respectivas marcas. Por lo que la delimitación es realizada durante el estudio.

D. Pre Procesamiento de la Señal

Finalizada la adquisición, se envía una única señal compuesta por la señal de electroencefalografía y marcas de referencia al algoritmo de procesamiento, siendo tarea de éste la segmentación de la señal y el procesamiento de la misma.

Cada sección se corresponde con el tiempo necesario por símbolo. Por lo tanto, luego de promediar las N secciones de cada símbolo, se tendrán tantos vectores de promediados como símbolos se usen, cuyas longitudes serán iguales a una sección. Para el estudio propuesto, al haberse trabajado con secciones de 1 segundo (200 ms de excitación y 800 ms de descanso) y 2 símbolos posibles (SI y NO), se obtienen 2 vectores de 1 segundo de duración cada uno. La señal del potencial P300 aparecerá solamente en el vector correspondiente al símbolo que el usuario hubiese elegido y prestado atención con la vista.

El objetivo del pre procesamiento de la señal a través del promediado coherente es reducir el nivel del ruido presente en las muestras. Debido a su característica aleatoria, en contraste con la onda P300 que se presenta a tiempos regulares, se logra disminuir la potencia de ruido presente en la señal en base a la cual se toma la decisión. El número de secuencias a promediar tiene que ser tal que permita minimizar el ruido, pero que no extienda en demasía el tiempo del estudio, ya que es fatigador para el usuario, produciendo una pérdida en su concentración, con la consecuente disminución en la aparición de la onda P300.

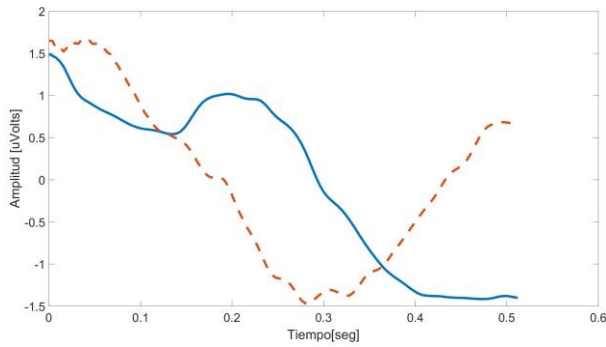


Figura 5: Fracción de los vectores de datos promediados

En la figura 5 se observa una fracción de los vectores promediados. La línea de trazo continuo representa los datos del símbolo elegido por el algoritmo, donde se espera que aparezca el potencial P300, mientras el trazo discontinuo representa el símbolo no elegido.

E. Procesamiento de la Señal

Posterior al promediado coherente, el código de procesamiento hace uso de la Transformada Wavelet Discreta, según el algoritmo propuesto en [2] (figura 6).

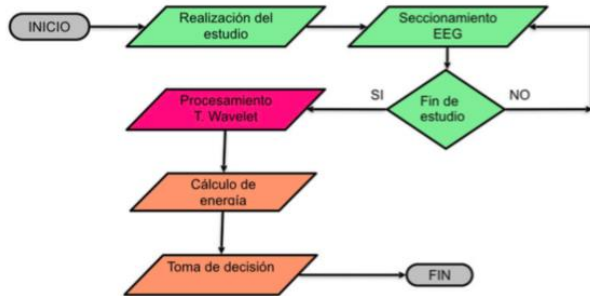


Figura 6: Algoritmo de procesamiento utilizado

Aplicada la Transformada Wavelet Discreta sobre los vectores de las señales promediadas, se calcula la energía de cada una. El criterio de selección es tomar la que posea un mayor valor de energía como el símbolo en el cual el usuario fijó su atención. Esto se debe a que, para dicho símbolo, deberían aparecer mayor cantidad de potenciales P300 a lo largo del estudio. Si bien el usuario observa el símbolo correspondiente a su elección, destellos de símbolos contiguos pueden producir evocar un potencial P300 de forma involuntaria.

Finalmente, se compara la opción tomada por el algoritmo contra la opción informada por el usuario, tomando como un acierto cada coincidencia y como un fallo cualquier discrepancia entre ambas.

F. Condiciones del Estudio

Los registros utilizados pertenecen a 7 usuarios saludables en un rango etario de 20 a 35 años (Figura 7). A cada uno se les asignó un total de 5 elecciones, las cuales eligieron por sus medios aleatoriamente entre dos posibles (SI ó NO). Se fijó un tiempo de estudio de 80 segundos, con un tiempo de descanso de 800 ms y un tiempo de excitación de 200 ms, dando un total de 40 secciones por cada estímulo, utilizando sólo 2 elecciones posibles.

Tabla II
Configuración del Entorno de la Aplicación

Color de Fondo	Negro
Color de Estimulación	Blanco
Color de Descanso	Gris
Tamaño del Símbolo	Muy Grande
Cantidad de Símbolos	Dos
Orientación de Símbolos	Horizontal

El entorno se configuró según las especificaciones descritas en la tabla 2. Se utilizó como fondo de aplicación un color oscuro y uno claro para las elecciones posibles obteniendo un contraste apropiado durante los destellos producidos.

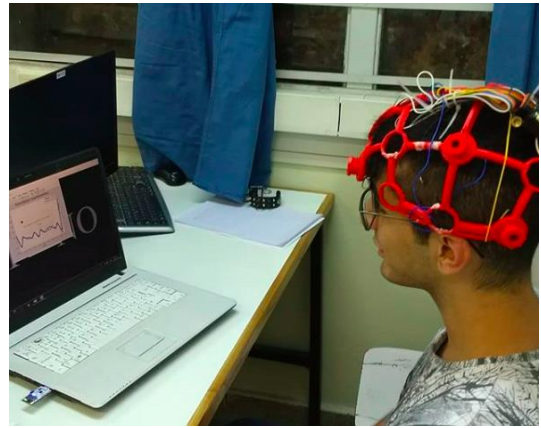


Figura 7: Adquisición de señal de EEG

III. RESULTADOS

La evaluación de la interfaz desarrollada se llevó a cabo a partir de una base de datos en la cual participaron 7 sujetos. En cada evaluación realizada se le dio la posibilidad de elegir, de forma libre, la opción en la cual debió luego enfocar su vista.

Para realizar la adquisición del EEG se trabajó con personas no entrenadas en el uso de la aplicación, donde ninguna posea experiencia previa en este tipo de estudio.

De los 35 registros obtenidos correspondientes a los 7 individuos, que participaron para la evaluación del trabajo desarrollado, se obtuvo un porcentaje de acierto del 65,71% obteniendo una media de 3 elecciones correctamente detectadas sobre el total de estudios realizados por individuo.

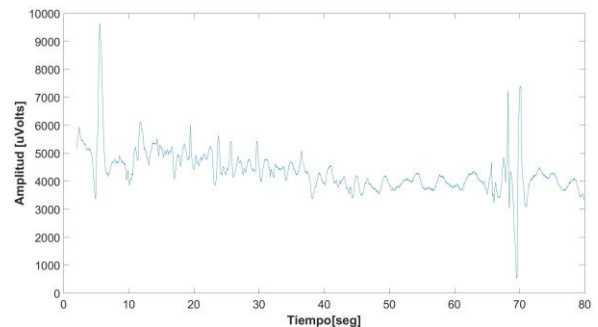


Figura 8: Registro de electroencefalograma adquirido

En la figura 8 puede observarse un registro de EEG adquirido utilizando el casco desarrollado.

Finalmente, luego de aplicar el algoritmo de procesamiento utilizado se obtienen las señales en la figura 9.

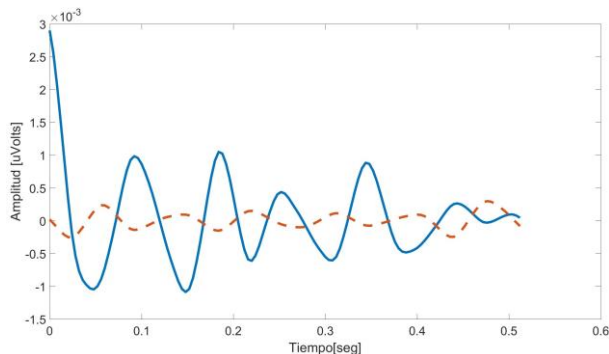


Figura 9: Resultados al aplicar la Transformada Wavelet Discreta

IV. CONCLUSIONES

De los resultados obtenidos, se concluyó que un promediado de 40 secciones es suficiente para confirmar una elección con una probabilidad de acierto del 65,71% en sujetos no entrenados. Esto significa reducir un 20% el total de muestras necesarias a promediar respecto al trabajo presentado en [2] (Tabla 3). A su vez, empleando el mismo código de procesamiento de las señales, se logró emplearlo y adaptarlo a un nuevo hardware de adquisición de señales, basado en un sistema libre.

También fue posible ensamblar y configurar el casco siguiendo los requerimientos necesarios del estudio en cuestión, logrando capturar correctamente las señales de interés. En cuanto a su ergonomía, el mismo se adaptó correctamente a la mayoría de las personas. Para esto cuenta con un sistema de ajuste en la profundidad de los terminales sensores, los cuales cuentan con un sistema de resorte para asegurar un mejor contacto.

Tabla III
Comparación de resultados

	Promediados	Elecciones correctas
Estudio Previo	50	78%
Estudio Actual	40	65,71%

A pesar de tener una amplia gama de combinaciones posibles, la configuración descrita en la tabla 2 resultó ser la que otorga un mayor confort en cuanto al contraste entre los estados de descanso y destello de los símbolos, permitiendo a los usuarios enfocarse correctamente en las opciones elegidas.

V. TRABAJO FUTURO

A partir del trabajo realizado, se utilizará el software y adquisidor desarrollado para la implementación de una interfaz cerebro-computadora de seis elecciones posibles utilizando el algoritmo implementado anteriormente. Otro eje de aplicación podría estar orientado al control de un teclado virtual. Las posibles aplicaciones de este trabajo podrían llegar a ser usadas en dispositivos tales como sillas de ruedas, control de entorno o aplicando domótica, entre

otros, por lo que requerirá que sean eficientes y veloces en lo que a tiempo de cómputo respecta.

Finalmente se evaluará la interfaz desarrollada disminuyendo el número de épocas promediadas a fin de reducir el tiempo de adquisición del registro de EEG a ser procesado posteriormente a la adquisición. Para esto se plantea el agregado de un filtrado para trabajar sólo con el rango de frecuencias donde se encuentran las señales de interés. Además del agregado de un filtro notch para eliminar el ruido de línea. Asimismo, la latencia de la señal buscada es menor al tiempo de descanso entre símbolos adoptado para el estudio, con lo que se podría reducir esta variable también.

A su vez se propone obtener una relación entre el número de épocas promediadas y la probabilidad de acierto en la detección, tal que se pueda hallar el punto que maximice la eficiencia en la detección con el menor tiempo posible para la duración total del estudio.

AGRADECIMIENTOS

Este trabajo se realizó en el marco del proyecto "Diseño y evaluación de un sistema basado en una Interfaz Cerebro-Computadora para estimulación y rehabilitación" con la colaboración de Innovar para Incluir. Así mismo, los autores, agradecen a la Universidad Tecnológica Nacional - Facultad Regional Buenos Aires, establecimiento en el cual se lleva a cabo el desarrollo del proyecto.

REFERENCIAS

- [1] J. Románach, M. Lobato. Foro de Vida independiente. México, 2005. Disponible en: www.asoc-ies.org/vidaindepen/docs/diversidad%20funcional_vf.pdf
- [2] F.Pose, N.González, M.Araujo, A. Ortiz, B. Niro, J. Balbi, L. Ramos. "Desarrollo de algoritmo de detección de eventos para comandar un teclado en pantalla utilizando una interfaz cerebro-computadora". Conaiisi. Argentina, 2017.
- [3] Alvaro Morán García. "Diseño de interfaces cerebro-máquina controlados mediante registros de EEG". Grupo de Neurocomputación biológica. Escuela Politécnica Superior Universidad Autónoma de Madrid, 2015.
- [4] Claudia Nureibis Henríquez Muñoz. "Estudio de técnicas de análisis y clasificación de señales EEG en el contexto de sistemas BCI (Brain Computer Interface)". Universidad Autónoma de Madrid. Escuela Politécnica Superior - Departamento de Ingeniería Informática, 2014.
- [5] C.Descals-Moll, J. Burcet-Dardé. "Potenciales evocados y su aplicación en epilepsia". Revista neurología 2002.
- [6] Klem, G.H., Luders, H., JASPER, H., and Elger, C. "The ten-twenty electrode system of international federation. the international federation of clinical neurophysiology". Electroencephalography and clinical neurophysiology. Supplement 52 (1999), 3.
- [7] <http://openbci.com/>