

## Aspectos Críticos para la Correcta Adquisición de Señales EEG

Alan Francisco Pérez Vidal<sup>(1)</sup>, Guadalupe Salas-López<sup>(1)</sup>, A. V. Mota Gómez<sup>(1),(2)</sup>,  
M. A. Oliver-Salazar<sup>(1)</sup>, C. D. García Beltrán<sup>(1)</sup>

<sup>(1)</sup>Centro de Investigación y Desarrollo Tecnológico, CENIDET,  
Cuernavaca, Morelos. C.P. 62490

<sup>(2)</sup>Instituto Tecnológico y de Estudios Superiores de Monterrey, Campus Cuernavaca  
Xochitepec, Morelos. C.P. 62790

### Resumen:

El presente artículo muestra los aspectos críticos para la correcta adquisición de señales EEG los cuales están relacionados con el estudio de interfaces cerebro-computadora (BCI). Se hace mención a determinados productos de hardware y software comerciales para el manejo de señales provenientes de la corteza cerebral. Se presentan algunos experimentos donde se contrasta la forma en que las señales EEG se distorsionan cuando intervienen disturbios externos en la etapa de adquisición. Se presenta la aplicación P300 Speller y los porcentajes de éxito en la identificación; la reducción de disturbios externos y las iteraciones en el proceso de entrenamiento de los algoritmos.

### Palabras clave:

BCI (Brain Computer Interface), EEG (Electroencefalograma), artifacts, Emotiv EPOC<sup>®</sup>, OpenViBE<sup>®</sup>, Potenciales evocados P300.

### 1. INTRODUCCIÓN

Las enfermedades del sistema nervioso representan un problema importante por su alta incidencia en etapas productivas de la vida de los individuos. El electroencefalograma es una de las técnicas neurofisiológicas ampliamente utilizadas en la práctica clínica cotidiana para diagnosticar la actividad cerebral asociada a las tareas comunes de un individuo (Brust-Carmona H, 2013). El procesamiento de señales por electroencefalograma (EEG) es un tema que se ha venido abordando cada vez con mayor frecuencia ya que ha permitido el desarrollo de aplicaciones diversas tales como el auxiliar a sujetos discapacitados a través del manejo de sillas de ruedas comandadas por señales de su cerebro, realización de terapias de rehabilitación asociando movimientos musculares con señales cerebrales y asistencia al movimiento de extremidades en sujetos de la tercera edad mediante exoesqueletos controlados por señales cerebrales.

No obstante, el procesamiento de las señales que se monitorean en el cerebro es un tema complicado debido al gran número de señales involucradas, los bajos niveles de tensión o corriente detectados por los sensores, la cantidad de ruido asociado a cada señal y la propia naturaleza de cada una de las señales del cerebro, pudiendo ser señales debidas al movimiento, a la intención del movimiento, al proceso de razonamiento o a señales involuntarias relacionadas al funcionamiento de órganos a través del sistema nervioso. Entre las tareas de procesamiento se encuentran la detección y eliminación de señales no deseadas (artifacts), entre otras. Se define un artifact como una señal tipo EEG no deseada. Los artifacts se pueden dividir en fisiológicos y extrafisiológicos. Los primeros surgen directamente del sujeto como es el movimiento ocular y los segundos se generan de forma externa al sujeto y pueden deberse a los instrumentos de medición o al medio ambiente (Hernán Felipe García Arias, 2009).

Existen compañías que han desarrollado software y hardware de forma comercial para desarrollar aplicaciones a través de las señales EEG. Algunos ejemplos son aquellos sistemas que detectan el estado de ánimo o bien los que detectan algunos patrones de movimientos faciales o los deletreadores (spellers).

Sin embargo, la disponibilidad de hardware y software comercial no garantiza el desarrollo de una aplicación tipo EEG de manera directa e inmediata, ya que existen aspectos prácticos que deben tomarse en cuenta para una correcta adquisición, procesamiento e interpretación de las señales bajo estudio.

La amplia disponibilidad de bases de datos de señales EEG de acceso público que existen en internet (PhysioNet, BCI Contest, etc.) han sido de gran ayuda para los desarrolladores de nuevos algoritmos de procesamiento al prescindir de la etapa de adquisición de señales. Sin embargo, se desconocen las condiciones detalladas con las que fueron realizadas aquellas mediciones, lo que dificulta su interpretación para la detección de algún patrón específico en la actividad cerebral. Aunado a la limitación anterior, puede existir la necesidad de que sea el mismo desarrollador quien deba obtener de manera confiable sus propias señales EEG según lo que busca identificar mediante sus propios algoritmos de procesamiento.

De la extensa literatura que se puede encontrar en torno a esta temática son muy pocos los artículos técnicos que hacen referencia a los aspectos prácticos y de implementación que deben de tomarse en cuenta, principalmente para quienes se inician en el estudio de esta temática. Esto repercute, entre otras cosas, en una gran cantidad de tiempo que se invierte antes de obtener las primeras mediciones de señales EEG confiables.

El objetivo de este artículo es presentar los aspectos críticos para adquirir correctamente señales tipo EEG de manera eficaz una vez que se cuenta con el hardware y software



### 2.3.2 NeuroSky®.

NeuroSky® consiste de un solo biosensor EEG plenamente integrado y permite a sus desarrolladores implementar sus ideas de aplicaciones de ondas cerebrales en el mercado en una cantidad de tiempo relativamente corta y a un precio accesible al consumidor (alrededor de 80 dólares). Su principal limitación es la falta de sensores adicionales por lo que está orientado solo a la adquisición de señales relacionadas con las emociones. La figura 3 muestra un prototipo del NeuroSky®.



Figura 3. NeuroSky®.

### 2.3.3 g.USBamp®

g.USBamp® es un amplificador de bioseñales y un sistema de adquisición/procesamiento de alto rendimiento y precisión. Permite la investigación del cerebro, corazón, actividad muscular, movimientos oculares, respiración, respuesta galvánica de la piel y muchos otros parámetros fisiológicos y físicos. Su principal limitación es su alto costo (alrededor de 29,000 dólares el equipo completo).

### 2.4 Software comercial.

Existen actualmente diversos programas que permiten la adquisición, extracción de características, el procesamiento y la identificación de las señales EEG. Esto facilita el análisis de los datos obtenidos durante los experimentos, debido a que estos programas cuentan con diversos métodos preestablecidos que se encuentran en un ambiente gráfico e interactivo. Hay que tomar en cuenta que estos programas requieren de varias pruebas antes de poder obtener resultados confiables. A continuación se presentan algunos de los productos comerciales más comunes.

#### 2.4.1 EEGLAB®.

Desde su introducción en el 2001, EEGLAB® se ha vuelto una plataforma de amplia aceptación y uso en el procesamiento de señales biológicas. EEGLAB® es un programa interactivo apoyado en menús y comandos para el procesamiento de datos electrofisiológicos basado en el ambiente de programación de Matlab® (Makeig, 2004). Proporciona una interfaz gráfica que permite al usuario procesar con flexibilidad y de forma interactiva los datos. Implementa métodos comunes de EEG como el análisis de componentes independientes (ICA) y el análisis en tiempo y frecuencia (A. Delorme, 2011).

#### 2.4.2 BCILAB®.

Es un complemento de EEGLAB® y al igual que éste se basa en el ambiente de programación de Matlab®. BCILAB® permite diseñar, elaborar y evaluar modelos de interfaz cerebro-computadora (BCI). Este software tiene dos niveles de programación; el primero incluye una interfaz gráfica, una interfaz de comandos y una interfaz de aplicación en tiempo real. El segundo incluye el modelo central de aprendizaje, el

modelo de ejecución y el modelo de funciones de evaluación (A. Delorme, 2011).

#### 2.4.3 BCI2000®.

BCI2000® es un programa basado en C++ que facilita la implementación de diferentes sistemas BCI. Este software no es de código abierto, pero parte de sus librerías y archivos ejecutables están disponibles de forma gratuita para la investigación y educación sin fines de lucro. Actualmente se utiliza por muchos grupos de investigación (G. Schalk D. M., 2004) (G. Schalk J. M., 2010).

#### 2.4.4 OpenViBE®.

OpenViBE® es un software libre distribuido bajo una licencia de código abierto que permite diseñar, elaborar y evaluar sistemas BCI en ambientes virtuales y reales. Las características clave de la plataforma son: 1) alta modularidad, 2) posee herramientas integradas para la visualización y la retroalimentación basada en pantallas de realidad virtual y 3D, 3) diseño BCI puesto a disposición de los no-programadores gracias a la programación visual y 4) cuenta con varias herramientas que se ofrecen a los diferentes tipos de usuarios (diseñadores de realidad virtual, médicos, investigadores del BCI, etc.) (Y. Renard, 2010).

## 3. DESARROLLO

A partir de los elementos presentados en la sección anterior, a continuación se describen los comentarios pertinentes según la experiencia de este grupo al trabajar con el hardware Emotiv EPOC® y el Software OpenViBE®.

### 3.1 Hardware utilizado.

Se eligió como dispositivo de adquisición de señales EEG al Emotiv EPOC®. Esta elección se basó principalmente en su bajo costo con respecto a otros dispositivos, sus características de adquisición de señales, tiempo de muestreo de 128 Hz, 14 canales de recepción, facilidad de instalación y amplio rango de movimiento (inalámbrico). El paquete adquirido fue el Research Edition SDK que incluye el dispositivo Emotiv EPOC® y su software TestBench® que permite mostrar, grabar y exportar señales EEG en tiempo real.

### 3.2 Software utilizado.

Se utilizó el software TestBench® (incluido en el paquete Research Edition de Emotiv EPOC®) para comprobar la correcta conexión de los electrodos y para visualizar en tiempo real las señales EEG con y sin la presencia de disturbios (artifacts). También se empleó el programa OpenViBE® para diseñar un sistema BCI que incluye el acondicionamiento de señales, extracción de características y la identificación de la señal deseada.

### 3.3 Interferencia de ruido.

Uno de los puntos más críticos a considerar en la adquisición de señales EEG es la presencia de ruido debido a estímulos externos que no provienen del cerebro. A continuación se muestra como estos estímulos producen grandes variaciones en la amplitud de las señales medidas, que de no ser considerados, proporcionan datos erróneos. En la figura 4 se

visualizan mediante el programa TestBench® las señales de cada uno de los 14 electrodos cuando el sujeto está en reposo.

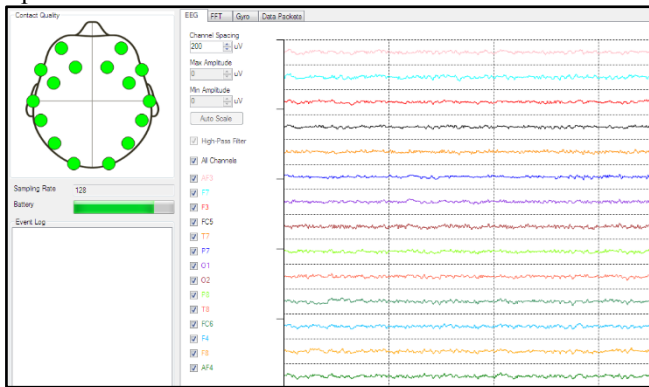


Figura 4. Señales EEG cuando el sujeto se encuentra en reposo.

De la figura 4 se observa en la parte superior izquierda el estado de conexión de los electrodos (Verde= Buena, Amarillo= Intermedia, Rojo= Mala, Negro= Nula). Se debe buscar que siempre los electrodos tengan una buena conexión (Verde). Para ello conviene humedecerlos cada 20 minutos aproximadamente sin retirar la diadema o cuando se deteriore la conexión. De otra forma las señales sensadas no serán confiables. En la parte derecha se tienen las señales EEG de los 14 canales, de los cuales se indica su orden y color del lado izquierdo de los mismos (De arriba a abajo son: AF3, F7, F3, FC5, T7, P7, O1, O2, P8, T8, FC6, F4, F8 y AF4, cuya posición en el cráneo se observa en la figura 2 según la nomenclatura 10/20). La escala horizontal representa la cantidad de muestras obtenidas (200 muestras equivalen a 1.5625 seg., según especificaciones dadas por el fabricante de Emotiv EPOC®). La escala vertical muestra la amplitud de cada señal en tensión, donde para cada canal existe un rango de 0 a 200  $\mu\text{V}$ . Un aspecto clave para analizar y procesar una señal EEG es eliminar efectivamente la interferencia de ruido.

En la figura 5 se muestran dos tipos de perturbaciones que pueden presentarse en una señal EEG. La primera perturbación se visualiza de las 0 a 600 muestras, y se origina al asentar un pie al suelo (esta operación se realizó varias veces). Es importante aclarar que ésta no es una señal EEG obtenida del cerebro, debido a que el movimiento de una extremidad no genera un cambio en la amplitud de estas características. La segunda perturbación se visualiza de las 600 a 1200 muestras y es debida al contacto de las manos con los electrodos, originando señales con amplitudes diversas y algunas muy superiores a los 100  $\mu\text{V}$ . Estos dos tipos de perturbaciones sugieren que el sujeto debe evitar todos los movimientos ajenos a la actividad de EEG que se desea adquirir y no debe tocar los electrodos una vez que se ha logrado una buena conexión hasta terminar el experimento.

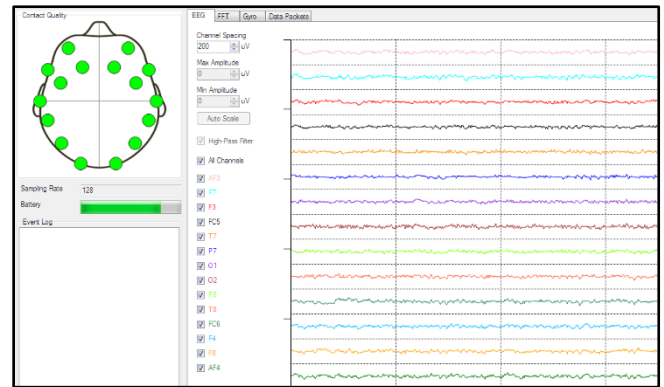


Figura 5. Interferencia de ruido debido al asentar un pie al suelo (0 a 600 muestras) y por contacto de las manos con los electrodos (600 a 1200 muestras).

En la figura 6 se presenta un disturbio externo en las primeras 600 muestras que se produce al mover la mandíbula, debido al movimiento involuntario de las zonas parietales de la cabeza. Esto se nota claramente en la señal F7 (la segunda, de arriba a abajo), donde se visualiza una señal con una amplitud mayor respecto a las demás (el movimiento de la mandíbula se realizó repetidamente). Otro disturbio que se presenta en la figura 6 (entre las 600 y 1200 muestras) es el del movimiento de los párpados. Este movimiento, a diferencia de los anteriores, no es una perturbación externa, ya que las correspondientes señales EEG se obtienen directamente del cuero cabelludo (no debido al movimiento de la cabeza o al desajuste de los electrodos). Sin embargo, según el enfoque del experimento que se esté desarrollando, las señales producidas por el movimiento de párpados pueden ser consideradas como señales no deseadas o artefactos por su mayor amplitud comparadas con otras señales de importancia (por ejemplo, los P300 o potenciales evocados, los ritmos  $\mu$ , beta, etc., que no son evidentes en la figura). Por ello se debe evitar en la medida de lo posible el parpadeo de forma que las señales correspondientes no influyan en el proceso de identificación (en pruebas con duración alrededor de un minuto es relativamente fácil que el usuario evite parpadear). En experimentos de larga duración donde es inevitable que el sujeto parpadee y las señales asociadas afecten la identificación, se deben incluir algoritmos adicionales para suprimir su efecto.

En la figura 7 se muestran dos perturbaciones importantes a considerar: Del inicio a las 600 muestras se realizó el movimiento repetitivo de las cejas y de las 600 a las 1200 muestras el de las orejas. Estos disturbios se deben principalmente a los movimientos involuntarios que se producen en la cabeza y que afectan al contacto entre los electrodos y el cuero cabelludo. Se recomienda al igual que en el caso del parpadeo, que el sujeto no realice movimientos de cejas ni de orejas durante la adquisición de las señales EEG.

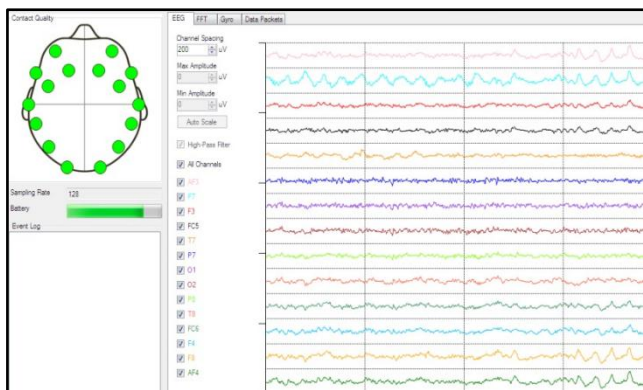


Figura 6. Disturbio producido por el movimiento de las zonas parietales de la cabeza al mover la mandíbula (F7 de las 0 a 600 muestras) y debido al parpadeo (600 a 1200 muestras).

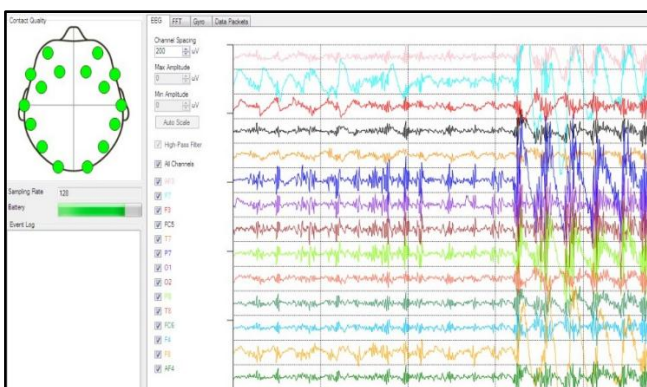


Figura 7. Disturbios producidos por el movimiento de las cejas (0 a 600 muestras) y las orejas (600 a 1200 muestras).

### 3.4 P300 Speller.

EL P300 es un potencial evocado (señal producida por un estímulo particular) que presenta una desviación positiva de la tensión (2-5  $\mu$ V), aproximadamente entre 300-600 mseg. después de un estímulo visual o auditivo. El P300 speller es una aplicación que utiliza la estimulación visual para seleccionar un símbolo alfanumérico específico dentro de una matriz de símbolos por medio de señales cerebrales P300.

El software OpenViBE<sup>®</sup> tiene entre sus aplicaciones el P300 speller xDAWN, en el que se presenta una cuadrícula de 6x6 que contiene 26 letras del alfabeto y 10 dígitos numéricos. Durante el experimento las líneas y columnas de la matriz resplandecen de manera continua, aleatoria y excluyente. El objetivo principal del experimento es detectar los P300 que se producen en el cerebro cuando se visualiza un símbolo en específico y éste resplandece. Las señales obtenidas durante el ensayo son procesadas en línea para lograr la identificación del símbolo visualizado. En la figura 8 se puede visualizar la matriz del P300 speller.



Figura 8. P300 speller

El procedimiento de OpenViBE<sup>®</sup> para operar un sistema BCI en lazo abierto consta de 3 etapas. La primera etapa consiste en obtener datos tipo EEG producidos por estímulos visuales (caracteres alfanuméricos destellantes) mediante el dispositivo Emotiv EPOC<sup>®</sup>. La segunda etapa consiste en el entrenamiento de dos algoritmos fuera de línea a partir de los datos obtenidos en la primera etapa; el filtro espacial xDAWN que aumenta los potenciales evocados P300 (A. Delorme, 2011) y posteriormente el clasificador LDA que clasifica señales tipo P300 y señales tipo no P300. Como resultado de la segunda etapa se obtiene una ecuación por cada algoritmo y los valores de sus correspondientes parámetros. La tercera etapa consiste en la realización nuevamente de la prueba de estímulos visuales (caracteres alfanuméricos destellantes) para identificar esta vez el carácter visualizado mediante el uso de las ecuaciones previamente obtenidas en la etapa anterior. Para mejorar el porcentaje de éxito en la identificación de un carácter se pueden repetir las 3 etapas. Cabe resaltar la diferencia entre detección y rendimiento; el primero se refiere al número de caracteres identificados correctamente mientras que el segundo hace referencia a la eficiencia del algoritmo LDA en clasificar dos clases de señales que no necesariamente son del tipo P300. Un rendimiento del 100% no implica necesariamente un 100% de identificación. En la figura 9 se muestra un esquema de las 3 etapas mencionadas.

Se hace notar que el sistema BCI es una configuración de lazo abierto. La información proveniente de la visión del usuario hace al sistema uno de lazo cerrado.



Figura 9. Etapas de operación de un sistema BCI en OpenViBE<sup>®</sup>.

### 3.5 Resultados obtenidos.

Como resultados obtenidos, inicialmente en la segunda etapa se obtuvo un 70% de rendimiento al final del entrenamiento del algoritmo asociado al clasificador LDA. En la tercera etapa inicialmente el resultado fue bajo, ya que se identificó sólo uno de los 10 caracteres presentados. Los resultados de la identificación se mejoraron al entrenar nuevamente los algoritmos de la segunda etapa con las señales obtenidas en la tercera etapa de la corrida anterior. En esta ocasión se obtuvo un rendimiento en el clasificador del 76% y en el experimento se identificaron correctamente 5 de los 10 caracteres presentados. Se realizó esta iteración por tercera vez y el resultado fue nuevamente de 76% de rendimiento en el clasificador, identificando ahora correctamente 9 de los 10 símbolos presentados. En la figura 10 se muestra el P300 speller y en una ampliación los resultados obtenidos en el último experimento.

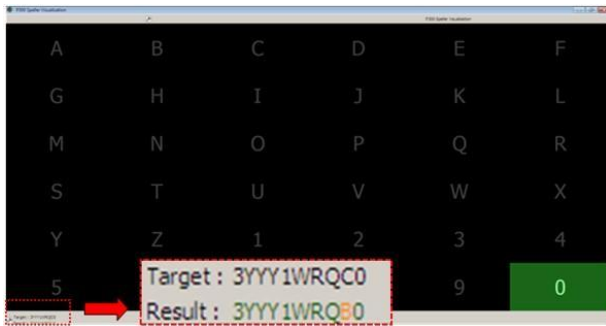


Figura 10. Resultados obtenidos en el P300 Speller.

Como se puede apreciar, entre más iteraciones se realizan en el proceso de entrenamiento, se incrementa el porcentaje de detección exitosa del símbolo. En las pruebas realizadas se observó que el efecto de estímulos no deseados, como son el parpadeo o los movimientos corporales, afectan adversamente el entrenamiento en la segunda etapa y como consecuencia se disminuye el porcentaje de éxito en la detección correcta de un símbolo. Este es otro aspecto crítico que se debe cuidar mediante la minimización de dichos efectos no deseados (artifacts).

#### 4. CONCLUSIONES

En el concepto interfaz cerebro-computadora (BCI) se distinguen tres tareas principales; a) adquisición y acondicionamiento de señales EEG, b) procesamiento, clasificación e identificación de señales y c) control y activación de dispositivos. Para el desarrollo de los experimentos descritos en este artículo se utilizó el hardware Emotiv EPOC® y su programa de interfaz TestBench® por su simplicidad estructural y accesibilidad en costos. También se utilizó el programa de acceso libre OpenViBE® y su aplicación P300 speller xDAWN. En el presente trabajo no se activó ningún dispositivo y en su lugar el experimento consistió en identificar caracteres alfanuméricos de una pantalla (speller). Los aspectos críticos que se encontraron en la adquisición y procesamiento de señales EEG son: 1) Conexión de electrodos en el cuero cabelludo, 2) Generación de movimientos voluntarios ajenos a la actividad de EEG que se está desarrollando y 3) Generación de movimientos involuntarios.

Con respecto al primer aspecto es importante asegurarse que el contacto con los electrodos sea eficiente (sensores en color verde) durante el periodo de adquisición de señales EEG. Para evitar o minimizar los efectos adversos o artefactos debidos al segundo aspecto es importante que el sujeto se encuentre en reposo y al margen de cualquier movimiento voluntario ajeno a la actividad de adquisición de señales EEG, incluyendo el no mover la diadema durante el experimento. Respecto al tercer aspecto, específicamente para el parpadeo, lo ideal es que el sujeto controle que este artefacto no se dé (relativamente fácil para pruebas de corta duración). Cuando es inevitable que el sujeto parpadee, se deben incluir algoritmos especializados para suprimir su efecto sobre las señales EEG que se desean identificar.

#### REFERENCIAS

- Brust-Carmona H, G. M. (2013). "Las neurociencias en el diagnóstico y evaluación de la rehabilitación integral de secuelas de lesiones cerebrales en el INR". *Investigación en discapacidad*, 2.
- Delorme, T. M.-S. (2011). "EEGLAB, SIFT, NFT, BCILAB, and ERICA: New Tools for Advanced EEG Processing". *Computational Intelligence and Neuroscience*.
- G. Schalk, D. M. (2004). "BCI2000: A General-Purpose Brain-Computer Interface (BCI) System". *IEEE transactions on biomedical engineering*, 51 (6).
- G. Schalk, J. M. (2010). "A practical guide to brain computer interfacing with BCI2000. Springer verlag London.
- Gambús, P. "Empleo del Electroencefalograma como medida del nivel de profundidad del efecto de los anestésicos". *Universidad de Barcelona*, 2012.
- Hernán Felipe García Arias, S. L. (2009). "Detección y Clasificación de Artefactos en Señales EEG". *XIV Simposio de tratamiento de señales, imágenes y visión artificial STSIVA*.
- <http://neurosky.com/products-markets/eeg-biosensors/hardware/>. (s.f.).
- J. R. Wolpaw, C. B. (2010). "Brain signals for Brain Computer Interfaces". *Brain Computer Interfaces*, 29-46.
- L. Sornmö, P. L. (2005). "Bioelectrical Signal Processing in Cardiac and Neurological Applications".
- M. Rajyalakshmi, T. K. (2013). "Exploration of Recent Advances in the Field of Brain Computer Interface". *Human-Computer Interaction*.
- Makeig, A. D. (2004). "EEGLAB: an open source toolbox for analysis of single-trial EEG dynamics including independent component analysis". *Journal of Neuroscience Methods*, 134 (1), 9-21.
- Rivet, A. S. (2009). "xDAWN Algorithm to Enhance Evoked Potentials: Application to Brain Computer Interface". *Biomedical Engineering, IEEE Transactions on*, 56 (8).
- S. G. Mason, G. E. (2003). "A general framework for Brain Computer Interface desing". *IEEE Trans on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 11 (1), 70-85.
- Y. Renard, F. L. (2010). "OpenViBE: An Open-Source Software Platform to Design, Test and Use Brain-Computer Interfaces in Real and Virtual". *Presence Teleoperators and Virtual Environments*.