

TECNOLOGÍAS DE COMUNICACIÓN BASADAS EN LA ACTIVIDAD CEREBRAL

COMMUNICATION TECHNOLOGIES BASED ON BRAIN ACTIVITY

AVID ROMÁN GONZÁLEZ

TELECOM PARISTECH, 46 RUE BARRAULT, 75013, PARÍS, FRANCIA

RESUMEN

En este artículo presentamos una descripción de los sistemas de comunicación basados en la actividad cerebral, específicamente las interfaces cerebro-computador, sus principios, aplicaciones y los últimos avances en este campo. Las interfaces cerebro-computador están orientadas a brindar un medio de comunicación y control a las personas que sufren de una pérdida severa de su función motora como resultado de diferentes accidentes y/o enfermedades, para que puedan controlar e interactuar mejor con su entorno. Actualmente también se ve la posibilidad de que personas sanas puedan utilizar este tipo de interfaces. Para implementar una interfaz cerebro-computador es necesario adquirir señales electroencefalográficas de la actividad cerebral, procesarlas e interpretarlas para tomar las medidas correspondientes.

Descriptores: *interfaz cerebro-computador, EEG, ICC, control por pensamiento, rehabilitación*

ABSTRACT

In this article we present a description of communication systems based on brain activity, specifically the brain computer interfaces, principles, applications and recent advances in this field. The brain computer interfaces are designed to provide a communication and control system to people who suffer a severe loss of motor function resulting from various accidents and / or diseases, so they can control and interact better with their environment. Currently, there is the possibility that healthy people can use this interfaces. To implement a brain computer interface is necessary to acquire electroencephalogram signals of brain activity, process them and interpret them to take appropriate actions.

Keywords: *brain computer interface, EEG, ICC, thought control, rehabilitation*

INTRODUCCIÓN

Existe un número significativo de personas que sufren discapacidades motoras severas debido a diversas causas, como lesiones cervicales altas, parálisis cerebrales, esclerosis múltiple o distrofias musculares. En estos casos, los sistemas de comunicación basados en la actividad cerebral juegan un papel importante y proveen una nueva

forma de comunicación y control, ya sea para incrementar la integración en la sociedad o para proveer de medios que permitan a estas personas desenvolverse dentro de su entorno sin la necesidad de una asistencia permanente.

Existen diversas técnicas y paradigmas en la implementación de interfaces cerebro-computador (ICC) o BCI (por sus siglas en inglés; Brain

Computer Interface). Una interfaz cerebro-computador es un sistema de comunicación que permite generar una señal de control a partir de señales cerebrales, tales como el electroencefalograma y los potenciales evocados. La comunicación entre las dos partes esenciales que forman la BCI (cerebro y computador) está regida por el hecho de que el cerebro genera el comando y la computadora debe interpretarlo [1].

La esclerosis lateral amiotrófica (ELA) o ALS (por sus siglas en inglés; amyotrophic lateral sclerosis) es una enfermedad neurodegenerativa progresiva y se caracteriza por la muerte de las neuronas motoras, lo cual se convierte en una pérdida del control sobre los músculos voluntarios [2, 3, 6]. Un golpe u otro accidente cerebro-vascular puede conducir a la degeneración de partes del cerebro, lo cual hace que las personas no puedan comunicarse más con su entorno, a pesar de disponer de sus facultades cognitivas. Esto es lo que se conoce como síndrome de "Locked-In". En Francia, existe aproximadamente 500 pacientes que padecen este síndrome y entre 8000 y 9000 pacientes que padecen ALS, según datos publicados en 2008 [4, 7].

Para poder medir y estudiar la actividad cerebral se cuenta con distintas señales y métodos tales como: la imagen por resonancia magnética (MRI), la tomografía computarizada (CT), la escala ECOG, la tomografía por emisión de fotones individuales (SPECT), la tomografía por emisión de positrones (PET), la magnetoencefalografía (MEG), el MRI funcional (fMRI); pero estas señales no son prácticas para poder implementar una interfaz hombre-máquina, ya sea porque solo dan información anatómica, o son técnicas muy invasivas, o es mucha exposición a la radiación, o son muy caras [5, 7]. Por ello, trabajar con señales electroencefalográficas (EEG) es la alternativa más conveniente, y las BCI se basan en la detección de las señales EEG asociadas a ciertos estados mentales.

El objetivo de este artículo es brindar una introducción y las bases en el campo de la investigación de las BCI. En la primera parte de este artículo, se hace una revisión teórica sobre las señales EEG y cómo posicionar los electrodos para poder medirlas. En la segunda parte, mostramos a la interfaz cerebro-computador propiamente dicha,

los diferentes modelos y sus varias aplicaciones. Finalmente, presentamos una aplicación específica de BCI, el control de una silla de ruedas, y las conclusiones respectivas.

El electroencefalograma (EEG)

El electroencefalograma (EEG) es un estudio de la función cerebral que recoge la actividad eléctrica del cerebro. Para recoger la señal eléctrica cerebral se utilizan electrodos colocados en el cuero cabelludo, a los que se añade una pasta conductora para posibilitar que la señal eléctrica cerebral, que es de una magnitud de microvoltios, se pueda registrar y analizar.

Las señales electroencefalográficas tienen diferentes ritmos dentro de la banda de frecuencia, con las características [1] [7] que presentamos a continuación.

Ritmo alfa o mu. Es propio del estado de vigilia y de reposo físico y mental con los ojos cerrados:

- Voltaje bajo (20-60 μv / 3-4mm) con morfología variable;
- Frecuencia alta (8-13 Hz);
- Zonas de origen: posteriores;
- Bloqueo ante abertura palpebral y estímulos visuales (reactividad); y
- En la infancia no es diferenciable; después de los ocho años, 10 Hz; plenamente establecido después de los 12 años.

Ritmo beta. Es propio del estado de vigilia en estados de activación cortical (reemplazo de α):

- Voltaje bajo (10-15 μv / 1-1,5 mm) con morfología variable;
- Frecuencia alta (13-25 ó + Hz); mayor frecuencia predominante en sujetos ansiosos, inquietos e inestables; y
- Zonas de origen: frontales centrales.

Ritmo theta. Es propio del estado de sueño profundo y normal en la infancia (10 años); anormal durante la vigilia:

- Preponderante antes de los dos años (situaciones emocionales);
- Aparición en condiciones fisiológicas específicas (hiperventilación y estados de sueño profundo);
- Voltaje alto (50 μv / 7 mm);

- Frecuencia baja (4-8 Hz); y
- Zonas de origen: zonas talámicas, localización parietotemporal.

Ritmo delta. Es propio de estados patológicos indicativos de sufrimiento neuronal (coma), y ocasional durante estados de sueño profundo:

- Voltaje alto (70 -100 μV / 9 -14 mm) con morfología variable;
- Frecuencia baja (4 O - Hz); y
- Origen subcortical (no definido).

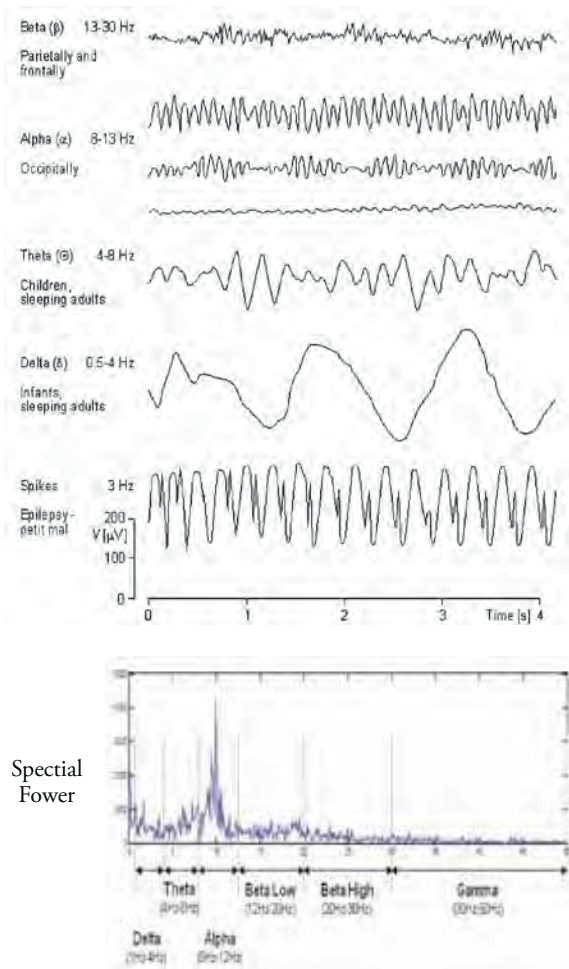


Figura 1: Ritmos del EEG en dominio del tiempo y frecuencia [6, 7].

En las señales EEG, se pueden observar los denominados potenciales evocados, que consisten en exploraciones neurofisiológicas que evalúan la función del sistema sensorial acústico, visual, somatosensorial y sus vías por medio de respuestas provocadas frente a un estímulo conocido y normalizado. Existen diversos tipos de potenciales evocados relacionados a eventos

(ERP), como los potenciales evocados visuales (VEP), los potenciales evocados acústicos (PEA), los potenciales evocados motores (MRP), los potenciales evocados visuales de bajo nivel (SSVEP), etc. [2, 3, 4, 8 y 9]

Sistema internacional de posicionamiento de electrodos 10/20

Aunque hay varios sistemas diferentes (Illinois, Montreal, Aird, Cohn, Lennox, Merlis, Oastaut, Schwab, Marshall, etc.), el sistema internacional 10/20 es el más utilizado en la actualidad. Según este sistema, para situar los electrodos se procede de la forma siguiente: El electrodo inactivo o común se coloca alejado del cráneo (lóbulo de la oreja, nariz o mentón). Se cuenta con puntos de referencia tales como el nasión y el inión. Desde el diez por ciento por encima de los puntos de referencia se encuentran los planos prefrontal y occipital. El resto esta dividido en cuatro partes iguales de 20% cada una.

Existen cinco planos transversales:

- Prefrontal: Fpz
- Frontal: Fz
- Rolándico o vértex: Cz
- Parietal: Pz
- Occipital: Oz
- Plano horizontal: 10-20% hacia la derecha e izquierda.

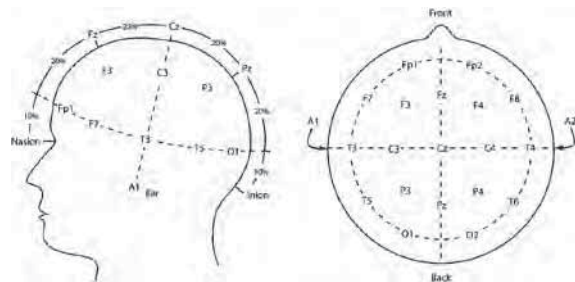


Figura 2: Posicionamiento de los electrodos.

El número de electrodos a utilizar y la posición de los mismos dependen del tipo de señal en particular que deseamos analizar. Las oscilaciones de la corteza sensoriomotora cambian de forma dinámica con la ejecución del movimiento de algún miembro:

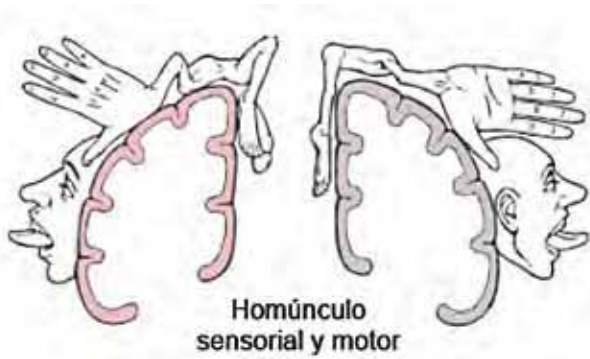


Figura 3: Homúnculo sensorial y motor [10].

Las interfaces cerebro-computador

Una interfaz cerebro-computador es un sistema de comunicación que permite generar señales de control a partir de señales cerebrales; es decir, un BCI es un sistema que traduce la actividad cerebral en comandos para una computadora u otro dispositivo. Un BCI permite al usuario interactuar con su entorno usando simplemente la actividad cerebral, sin usar nervios ni músculos.

Un diagrama de bloques general para una interfaz cerebro-computador se muestra a continuación:

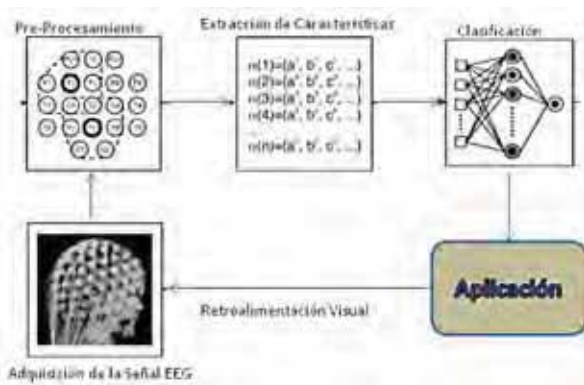


Figura 4: Diagrama de bloques general para un BCI.

Adquisición de datos. Para la adquisición de datos se utiliza electrodos, amplificadores de señal y filtros analógicos. Por ejemplo, en [1] se utilizó electrodos de 8 mm de Ag/AgCl y la señal se amplificó con un amplificador EEG de ocho canales modelo Procomp Infinity. Para la fijación de electrodos se necesita utilizar pasta y/o gel conductor, y medir la impedancia de los electrodos para estar seguros de que están bien fijados, pues dicha impedancia debe ser menor a 5 K ohmios [1].



Figura 5: Electrodos.



Figura 6. Gel y pasta conductora.



Figura 7: Fotografía con los electrodos fijados.

Extracción de características. La etapa de extracción de características es probablemente el paso más crítico en el procesamiento de señales EEG. El objetivo de este paso es crear una representación manejable y significativa de la señal original EEG, con vista a maximizar el éxito potencial de la etapa de clasificación y, a su vez, el rendimiento global del sistema. Un segundo objetivo de la etapa de extracción de características es comprimir los datos sin pérdida de información relevante, con objeto de reducir el número de variables de entrada en la fase de clasificación para que pueda operar en tiempo real. Para la extracción de características, existen muchos métodos como: los parámetros autorregresivos utilizados en [1 y 15], el promedio de la transformada rápida de Fourier (FFT) utilizado en [11], el promedio de la señal en el dominio del tiempo por ventanas utilizado en [12], el análisis de componentes independientes en [13, 14], etc.

Clasificación. La fase de clasificación es la tarea final del proceso. La entrada al algoritmo de clasificación es el conjunto de características extraídas en la etapa anterior, y la salida es una indicación del estado mental del usuario. Al igual que en el paso anterior, existen varios métodos para clasificar los datos, los cuales son explicados en cada uno de los artículos mencionados en las referencias, en especial en [16].

A continuación veremos algunos tipos de BCI:

A. Interfaces asíncronas: Este tipo de interfaces analiza la actividad voluntaria del usuario, conservando en todo momento un enlace de comunicación con el sistema. En este caso, el sistema analiza de manera continua las señales provenientes de la actividad cerebral del usuario y clasifica periódicamente su estado mental. En otros casos, la interface puede medir las variaciones temporales en los ritmos ligados a la actividad motriz del usuario. Estas variaciones de amplitud pueden ser detectadas para luego transformarlas en comandos. El análisis de la actividad motora necesita de un largo entrenamiento.

La actividad cerebral espontánea produce los siguientes tipos de señales utilizados en las interfaces [4]:

- 1) Variación de potenciales corticales lentos (SCPS: Slow Cortical Potential Shifts);
- 2) Actividad oscilatoria sensoriomotriz; y
- 3) Señales EEG espontáneas.

B. Interfaces síncronas: Este tipo de interfaces analizan las señales EEG de potenciales evocados por los estímulos recibidos por el usuario desde el sistema (pueden ser estímulos visuales, auditivos o táctiles). En este caso, el sistema es el que realiza la tarea de comunicación y el usuario simplemente reacciona o no a una serie de estímulos, y no se trabaja con la actividad espontánea del cerebro, si no con la respuesta del cerebro a estímulos para luego transformar esta respuesta en comandos. Para este tipo de interfaces se necesita un aprendizaje limitado.

Los principales tipos de señales que se utilizan en estas interfaces síncronas son [4]:

- 1) Potenciales evocados visuales de bajo nivel (SSVERs: Steady State Visual Evoked Responses) y

- 2) Potenciales evocados por un evento (ERPs: Event Related Potentials).

C. Interfaces invasivas o no invasivas: Las señales de la actividad cerebral mensurables pueden ser a nivel del cuero cabelludo, como el electroencefalograma (EEG); a nivel de la corteza, como el electrocorticograma (ECoG); o hay la necesidad de implantar electrodos en el cerebro. Por lo tanto, podemos distinguir los métodos invasivos, como aquellos que necesitan la instalación de electrodos en el interior del cráneo, y los métodos no invasivos, como aquellos que pueden medir las señales solo por la superficie del cuero cabelludo [4, 17].

En los métodos invasivos, el electrodo conectado directamente a una neurona mide su actividad eléctrica postsináptica y/o los potenciales emitidos sobre su axón [4]. La técnica no invasiva más utilizada es la de trabajar con las señales EEG recogidas de los electrodos situados sobre el cuero cabelludo.



Figura 8: Método invasivo para medir la actividad cerebral [18].

D. BCI Deletreador P300: Este tipo de BCI fue inicialmente propuesto por Farwell y Donchin [19] y también fue estudiado en [4] y [20]. Es una interface de comunicación no invasiva basada en los potenciales evocados relacionados a eventos ERP de tipo P300. Esta interfaz permite al usuario escribir un texto en el computador. Es una matriz de 6 x 6 que se muestra en la pantalla y esta constituida de 26 letras del alfabeto, 9 cifras y de un símbolo que permite la anulación de la selección precedente.

El deletreador P300 está basado en un paradigma que consiste en presentar estímulos en forma de iluminaciones de cada renglón o columna. La tarea del usuario consiste en prestar atención al carácter que desea seleccionar y contar las veces que es afectado por una iluminación. Las iluminaciones se realizan de una manera aleatoria y repitiéndose varias veces por cada carácter.



Figura 9: Matriz del deletreador P300.

Las aplicaciones de las interfaces cerebro-computador pueden ser diversas, empezando por el control de desplazamiento de un cursor sobre una pantalla [1], los videojuegos en multimedia, en robótica y control de procesos, aplicaciones aeroespaciales para ayudar a los astronautas a manipular robots como se explica en [21], el control de una silla de ruedas, que veremos en la siguiente sección, etc.



Figura 10: Control de un cursor sobre la pantalla de un computador [1]

Control de una silla de ruedas con BCI

En la actualidad son varios los equipos de investigación que trabajan en el desarrollo y mejora

del sistema de control de una silla de ruedas basado en las medidas de las señales electroencefalográficas de la actividad cerebral de los pacientes que sufren pérdida severa de la actividad motora. En este ámbito, uno de los primeros en presentar un prototipo de silla de ruedas controlada por señales EEG fue Tanaka [24], y también fue estudiado en [4]. Tanaka utiliza un BCI no invasivo asíncrono analizando señales EEG entre 0,5 y 30 Hz. En la fase de entrenamiento del sistema, el usuario debe imaginar los desplazamientos hacia la izquierda y derecha durante 20 segundos para cada movimiento. La adquisición se realiza a 1024 Hz y en base a estas señales el sistema aprende a discriminar entre ambos tipos de movimiento.

Uno de los últimos trabajos sobre control de silla de ruedas con señales EEG fue presentado por Toyota en junio del 2009 [22]. Este sistema tiene la capacidad de analizar las ondas de la señal EEG cada 125 milisegundos y tomar una decisión, ya sea de voltear a la izquierda, voltear a la derecha o avanzar. El análisis de las ondas son mostradas en tiempo real en la pantalla de la computadora para poder dar una retroalimentación visual. Este sistema utiliza un movimiento en la mejilla para poder frenar o parar la silla de rueda, y este movimiento puede ser efectuado por una acumulación de aire en dicha zona.



Figura 11: Silla de ruedas controlada por BCI de Toyota [22].

Otro trabajo con control de silla de ruedas basado en EEG, se realiza mediante el proyecto OpenViBE

[18] y [23] presentado en el 2009 OpenViBE, plataforma libre para poder desarrollar aplicaciones con BCI. Dentro de estas distintas aplicaciones, una fue la del control de una silla de ruedas, para la cual se utiliza electrodos en las posiciones C3 y C4 de la posición internacional de electrodos 10/20 para poder captar las señales de intención de movimiento de la mano derecha o izquierda y con ello representar el giro de la silla hacia la derecha o izquierda, respectivamente. Para señales EEG que representen el movimiento de pies, se coloca un electrodo en la parte frontal, y con ello se representa el avance de la silla de ruedas. En un primer instante se percibe que es muy difícil de manejar la silla de ruedas con estas premisas, por lo que en un segundo experimento se usa la señal de los pies para seleccionar entre varios destinos objetivo. Así, una vez seleccionado el destino, la silla de ruedas utiliza otros algoritmos para poder llegar al destino seleccionado y logra avanzar por tramos.

CONCLUSIONES

En el presente artículo hemos tratado de presentar el trabajo que realizan los distintos grupos de investigación que estudian las interfaces cerebro-computador o BCI. Cada uno de estos equipos tiene diferentes técnicas, métodos, enfoques, pero todos apuntan a desarrollar una herramienta que pueda ayudar a las personas que sufren de una pérdida severa de su capacidad motriz a poder interactuar de mejor manera con su medio ambiente. Hoy en día también están involucradas las personas que gozan de buena salud y pueden utilizar este tipo de interfaces para realizar tareas complicadas o en entornos peligrosos.

Por medio del presente artículo, queremos brindar las bases y fundamentos para el desarrollo de una interfaz cerebro-computador y mostrar los diferentes pasos para implementar un BCI, así como las diferentes etapas de procesamiento y análisis con las diferentes técnicas empleadas actualmente.

Los aspectos mas importantes que se deben tener en cuenta para obtener buenos resultados son: Una buena fijación de los electrodos en el cuero cabelludo, para lo cual es necesario realizar una medida de la impedancia del electrodo situado en el cuero cabelludo, que debe ser menor a 5 K ohmios;

y una etapa de entrenamiento previo, aunque existen investigaciones que tratan de realizar la discriminación de tareas sin entrenamiento, sumado a que cada persona tiene una manera distinta de manejar su actividad cerebral [1].

Los resultados obtenidos hasta el momento son muy alentadores, llegando en algunos casos a porcentajes del 93% de efectividad. Pero aún es necesario seguir trabajando al respecto, para aumentar el grado de libertad, una mejor definición de estados y rapidez en la interpretación para poder llegar a tener aplicaciones más complejas.

REFERENCIAS

- [1] A. Román González, "System of Communication and Control based on the Thought", IEEE International Conference on Human System Interaction – I'10, Poland, May, 2010.
- [2] U. Hoffmann, J. Vesin, T. Ebrahimi, "Recent Advances in Brain-Computer Interfaces", Ecole Polytechnique Federale de Lausanne (EPFL), Switzerland.
- [3] J. R. Wolpaw, N. Birbaumer, D. J. McFarland, G. Pfurtscheller, T. M. Vaughan, "Brain-Computer Interfaces for Communication and Control", *Clinical Neurophysiology* 113 (2002) – ELSEIVER, 767-791.
- [4] C. Lecocq, F. Cabestaing, "Les Interfaces Cerveau-Machine pour la Palliation du Handicap Motor Severe", LAGIS – Laboratoire d'Automatique, Génie Informatique & Signal, Université des Sciences et Technologie de Lille, 2008.
- [5] J. C. Lee, D. S. Tan, "Using a Low-Cost Electroencephalograph for Task Classification in HCI Research", UIST 2006, Montreux Switzerland.
- [6] S. Kuo-Kai, L. Po-Lei, L. Ming-Huan, L. Ming-Hong, L. Ren-Jie, Ch. Yun-Jen, "Development of a Low-Cost FPGA-Based SSVEP BCI Multimedia Control System", *IEEE Transaction on Biomedical Circuits and Systems*, vol. 4, N° 2, April 2010, 125-132.
- [7] M. Kirby, "Some Mathematical Ideas for Attacking the Brain Computer Interface Problem", Department of Mathematics, Colorado State University.
- [8] H. Gollee, I. Volosyak, A. J. McLachlan, K. J. Hunt, A. Graser, "An SSVEP Based Brain-Computer Interface for the Control of Functional Electrical Stimulation", *IEEE Transaction on Biomedical Engineering*, 2010.
- [9] L. J. Trejo, R. Rosipal, B. Matthews, "Brain-Computer Interfaces for 1-D and 2-D Cursor

- Control: Design Using Volitional Control of the EEG Spectrum or Steady-State Visual Evoked Potentials”, IEEE Transaction on Neural Systems and Rehabilitation Engineering, vol. 14, N° 2, pp. 225-229, June 2006.
- [10] T. Solis Escalante, G. Pfurtscheller, “Brain Switch Asincrónico Basado en Ritmos Sensorimotors”, Seminario de Bioingeniería Elche, junio 2009.
- [11] F. Alarid-Escudero, T. Solis-Escalante, E. Melgar, R. Valdes-Cristerna, O. Yañez-Suarez, “Registro de Señales de EEG para Aplicaciones de Interfaz Cerebro Computadora (ICC) Basado en Potenciales Evocados Visuales de Estado Estacionario (PEVEE)”, Universidad Autónoma Metropolitana, México.
- [12] G. Pfurtscheller, F. H. Lopes da Silva, “Event-related EEG/MEG Synchronization and Desynchronization: Basic Principles”, Clinical Neurophysiology 110 (1999) 1842-1857, ELSEIVER.
- [13] B. Kamousi, Z. Liu, B. He, “Classification of Motor Imagery Tasks for Brain-Computer Interface Applications by Means of Two Equivalent Dipoles Analysis”, IEEE Transaction on Neural Systems and Rehabilitation Engineering, vol. 13, N° 2, pp. 166-171, June 2005.
- [14] A. Kachenoura, L. Albera, L. Senhadji, P. Comon, “ICA: A Potential Tool for BCI System”, IEEE Signal Processing Magazine 2008, 25(1): 57-88.
- [15] F. Faradji, R. K. Ward, G. E. Birch, “A Brain-Computer Interface Based on Mental Task with Zero False Activation Rate”, IEEE EMBS Conference on Neural Engineering, April 2009, Turkey.
- [16] K. Tavakolian, F. Vasefi, K. Naziripour, S. Rezaei, “Mental Task Classification for Brain Computer Interface Applications”, Canadian Student Conference on Biomedical Computing.
- [17] J. Milan, J. M. Carmena, “Invasive or noninvasive: understanding brain-machine interface technology”, IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine, January 2010, pp. 16-22.
- [18] A. Lecuyer, “Interfaces Cerveau-Machine: Avances Recentes et Perspectives a travers le Projet Open-ViBE”, Journée IRISATECH, 2007.
- [19] L. A. Farwell and E. Donchin, “Talking off the top of your head: A mental prosthesis utilizing event-related brain potentials”, Electroencephalography and Clinical Neurophysiology, vol. 70, pp. 510-513, 1988.
- [20] E. García Cossio, G. Gabriel Gentiletti, “Interfaz Cerebro Computadora (ICC) Basada en el Potencial Relacionado con Eventos P300: Analisis del Efecto de la Dimension de la Matriz de Estimulacion sobre su Desempeño”, Revista Ingenieria Biomedica, vol. 2, N° 4, pp. 26-33, julio 2008.
- [21] Z. Ma, R. Millar, R. Hiromoto, A. Krings, “Logics in Animal Cognition: Are They Important to Brain Computer Interfaces (BCI) And Aerospace Mission”, IEEE AC, 2010.
- [22] Toyota Motor Corporation, “Real-time control of wheelchairs with brain waves”, RIKEN, 2009.
- [23] Y. Renard, V. Delannoy, “OpenViBE Platform Development Training Course”, INRIA, January 2009.
- [24] K. Tanaka, K. Matsunaga, H. Wang, “Electroencephalogram-based control of an electric wheelchair”, IEEE Transaction on Robotics, vol. 21, N° 4, 762-766, 2005.

E-mail: a.roman@ieee.org