

# Prototipo de Generación de Consignas de Control a partir de los Ritmos Sensomotores

Claudio César Claros Olivares  
claros.csar@gmail.com

## ABSTRACT

*Una Interfaz Cerebro Computador (ICC) es un sistema que permite a un individuo interactuar con su medio mediante la interpretación de las señales cerebrales en comandos o consignas de control. Este artículo propone un prototipo, que considera las etapas de adquisición de señales cerebrales, procesamiento de dichas señales y clasificación, con el propósito de generar comandos.*

*Las señales electroencefalográficas (EEG) que se analizan para el desarrollo de este prototipo son los ritmos sensomotores (ritmos  $\mu$ ) generados por los movimientos imaginarios de la mano derecha e izquierda. Las señales EEG son adquiridas por el dispositivo Emotiv EPOC que posee catorce electrodos. Para el procesamiento de las señales EEG, se utiliza un método supervisado llamado Common Spatial Patterns que requiere de datos de entrenamiento para su ejecución. La clasificación es llevada a cabo mediante el algoritmo Linear Discriminant Analysis que, para el propósito de este trabajo, distingue entre dos clases. El prototipo propuesto integra además un conjunto de herramientas de software libre para concretar ciertas funcionalidades identificadas en el desarrollo del trabajo. Los resultados experimentales muestran que la tasa de error en la clasificación de los movimientos imaginarios mencionados es del 30%.*

**Keywords** – *Procesamiento Digital de Señales, CSP, LDA.*

## I. INTRODUCCIÓN

Mover un brazo, dar un paso o simplemente masticar son actividades cotidianas y todas ellas son realizadas gracias a los músculos. Generalmente, no somos conscientes de los complejos procesos que permiten que comandemos nuestros músculos o que ejecutemos algún movimiento, pero reconocemos que existe una conexión entre nuestros pensamientos, o intenciones de movimien-

to, y el movimiento en sí. No obstante, si dicha conexión se vería afectada por alguna razón, no sería posible ejecutar movimientos. Algunas condiciones médicas severas, como la paraplejía o el síndrome de enclaustramiento, en las cuales las conexiones entre los músculos y el cerebro se ven comprometidas, impiden a una persona realizar movimientos. En ese sentido, la tecnología ofrece la utilización de rutas alternativas a las musculares mediante la interpretación de las señales cerebrales de una persona.

Desafortunadamente, las Interfaces Cerebro Computador no pueden operar sobre cualquier actividad cerebral debido principalmente a una limitación tecnológica ya que los sistemas de adquisición de señales EEG sólo son capaces de detectar la activación de grandes poblaciones de neuronas. Las señales EEG que las interfaces son capaces de interpretar se pueden dividir en dos grandes grupos: los potenciales relacionados con eventos (*Event-related Potentials*, en inglés) y los procesos oscilatorios. El primer grupo está relacionado con actividad cerebral que está sujeta a algún estímulo que puede ser visual o auditivo, entre los más comunes. El segundo grupo tiene que ver con actividad cerebral espontánea que presenta una característica frecuencial; por ejemplo, cuando uno se encuentra realizando una tarea conscientemente, se genera un ritmo cerebral llamado  $\beta(13 - 30[Hz])$ .

En términos generales, las Interfaces Cerebro Computador, o *Brain Computer Interfaces* (BCI), son consideradas como equipamiento potencial para la asistencia de personas con distintas discapacidades motoras o, en algunos casos, comunicacionales. Los sistemas BCI tienen la capacidad de construir una nueva vía de comunicación para tecnologías asistidas, como las sillas de ruedas, o para aplicaciones de software, como los deletreadores.

Concretamente, este trabajo propone un prototipo básico que pueda generar comandos de control a partir de los ritmos sensomotores y que incorpora las etapas necesarias desde la adquisición de datos hasta la visualización de resultados. El trabajo propuesto considera también el diseño de un experimento que condicione al usuario a generar las señales cerebrales que deberán ser identificadas por los algoritmos matemáticos aplicados, así como el desarrollo de una aplicación que permita al usuario observar como responde el sistema a sus señales EEG. Cabe mencionar que se emplearon diversas aplicaciones de software libre que concretaron funcionalidades ajenas

al propósito de dicho prototipo.

Este artículo se organiza de la siguiente manera: la segunda sección introduce el sistema de adquisición y las herramientas de software utilizadas en el prototipo, así como los algoritmos empleados; la tercera sección explica cómo se integran las distintas herramientas y el funcionamiento del prototipo; finalmente, la cuarta sección muestra los resultados obtenidos con el prototipo propuesto.

## II. MATERIALES Y MÉTODOS

### A. Herramientas de hardware

#### 1) *Emotiv EPOC*:

El *neuroheadset Emotiv EPOC* es un sistema de adquisición de señales EEG inalámbrico que pretende ser la siguiente generación de interfaces controladoras para videojuegos. En cuanto al *hardware*, el dispositivo EEG está equipado con 14 electrodos y 2 sensores de referencia. Tal como se puede observar en la figura 1, los electrodos son AF3, AF4, F3, F4, F7, F8, FC5, FC6, P7, P8, T7, T8, O1 y O2 y se localizan de acuerdo al Sistema Internacional 10-20, anteriormente descrito. Los sensores CMS y DRL sirven como canales de referencia para el hemisferio izquierdo y para el hemisferio derecho, respectivamente. En cuanto a la utilización del equipo, los sensores deben ser previamente humedecidos con una solución salina cuyo propósito es reducir la impedancia de los mismos. *Emotiv Systems* ofrece un panel donde es posible ver el estado de los sensores y la calidad de conexión.

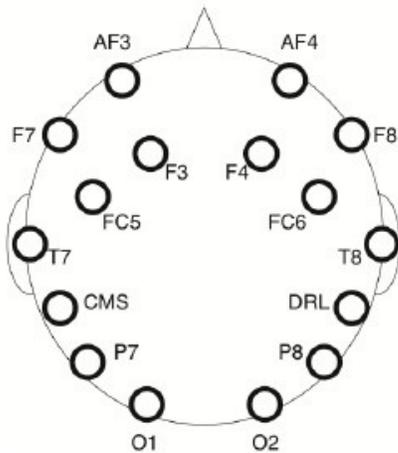


Figura 1: Posicionamiento de los electrodos del *headset Emotiv EPOC*[1]

### B. Herramientas de software

#### 1) *Lab Streaming Layer (SLS)*:

Es un sistema de intercambio de datos cuyo propósito es la colección unificada de series temporales y está dirigido a la experimentación [2]. Las características más

destacables de dicho sistema son la capacidad de manejar la interconexión, la sincronización y el acceso en tiempo real de los datos; no obstante, también permite almacenar y observar series temporales. Básicamente, LSL facilita el intercambio de series entre dispositivos que soporten su protocolo.

#### 2) *OpenVIBE Acquisition Server (OVAS)*:

Es una aplicación de código abierto que es parte del proyecto *OpenVIBE* desarrollado por el Instituto Nacional de Investigación en Informática y Automatización (INRIA), en Francia [3]. En principio, OVAS es una herramienta diseñada para comunicar dispositivos físicos de adquisición de señales EEG con las aplicaciones de *OpenVIBE*. Sin embargo, los desarrolladores de LSL modificaron OVAS de manera que los datos adquiridos por esta herramienta sean etiquetados con el nombre del dispositivo y enviados a la plataforma LSL.

#### 3) *LabRecorder*:

Es la aplicación de captura de datos por defecto distribuida con LSL y permite almacenar todas los flujos de datos de la red interna dentro de un único archivo manteniendo la sincronización entre los mismos. Básicamente, esta aplicación descubre todos los flujos de datos que se encuentran en la red interna y los despliega en un menú de manera que aquellos requeridos puedan ser seleccionados y almacenados adecuadamente. Por otra parte, el formato con el que *LabRecorder* almacena los flujos de datos es conocido como *Extensible Data Format (XDF)* y es un formato contenedor de propósito general para series de datos multivariable. XDF está adecuado para almacenar señales biológicas como EEG, EMG, EOG o ECG; sin embargo, también puede ser adaptado para almacenar información con altas frecuencias de muestreo o numerosas cantidades de canales.

#### 4) *Simulation and Neuroscience Application Platform (SNAP)*:

Es un entorno de desarrollo de experimentos basado en Python que utiliza lenguaje *scripting*. Esta aplicación permite diseñar desde una simple presentación de estímulos visuales hasta un complejo entorno para múltiples usuarios con simulaciones en 3D. Adicionalmente, cabe resaltar que este entorno se encuentra integrado con LSL y permite el envío de marcadores, control remoto y acceso en tiempo real de los datos.

#### 5) *BCILAB*:

Es una herramienta *open-source* elaborada sobre MATLAB que sirve para diseñar y prototipar sistemas BCI. Permite realizar análisis *offline*, como evaluaciones de desempeño y comparaciones entre procedimientos [4]. Además, presenta la posibilidad de operar el sistema BCI

diseñado en tiempo real. BCILAB posee la colección más grande de algoritmos y métodos utilizados en el área. A diferencia de otras herramientas de este tipo, BCILAB permite operar desde una interfaz de usuario muy intuitiva y otorga también la posibilidad de operar desde línea de comandos.

### C. Algoritmos

#### 1) Common Spatial Patterns (CSP):

Es una técnica de filtrado espacial usada especialmente para distinguir entre dos clases o movimientos imaginarios en datos electroencefalográficos. CSP busca aprender filtros espaciales que maximicen la varianza de una clase, mientras minimiza la varianza de la otra. Formalmente, CSP usa los filtros espaciales  $w$  los cuales maximizan la siguiente función:

$$J(w) = \frac{w^T C_1 w}{w^T C_2 w} \quad (1)$$

Donde  $T$  simboliza la transpuesta, y  $C_i$  es la matriz de covarianza espacial de las señales EEG de la clase  $i$ , asumiendo que dichas señales EEG tienen media cero. Este problema de optimización puede ser resuelto usando multiplicadores de Lagrange. Considerando que la optimización de  $J(w)$  es equivalente a la maximización de  $w^T C_1 w$  sujeto a la restricción  $w^T C_2 w = 1$ . Empleando el método de los multiplicadores de Lagrange, el problema de optimización se puede expresar de la siguiente manera:

$$L(\lambda, w) = w^T C_1 w - \lambda(w^T C_2 w - 1) \quad (2)$$

Para determinar  $w$ , se halla la derivada parcial de  $L$  con respecto a  $w$  y se iguala a 0:

$$\begin{aligned} \frac{\partial L}{\partial w} &= 2w^T C_1 - 2\lambda w^T C_2 = 0 & (3) \\ &\Leftrightarrow C_1 w = \lambda C_2 w \\ &\Leftrightarrow C_2^{-1} C_1 w = \lambda w \end{aligned}$$

Finalmente, el problema se reduce a obtener los eigenvalores de la última ecuación. Por lo tanto, los filtros espaciales que maximizan la ecuación (1) son los eigenvectores de  $M = C_2^{-1} C_1$  que corresponden a los eigenvalores más grandes y más pequeños.

#### 2) log-variance:

Es un método de extracción de características que ayuda a reducir la dimensionalidad de las señales EEG, de manera que se más sencillo operar computacionalmente. La función *log-variance* se define por:

$$f = \log(\text{var}(SX)) \quad (4)$$

Donde  $S$  es el filtro calculado mediante CSP,  $X$  es el registro de datos EEG y  $f$  es el vector de características.

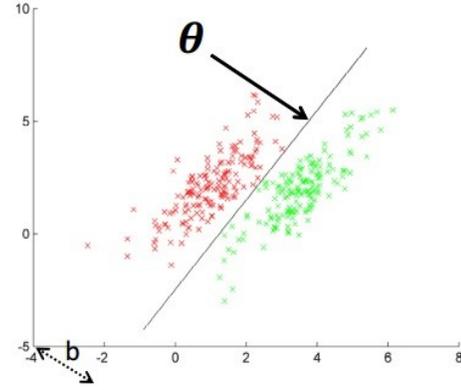


Figura 2: Representación de los parámetros del modelo lineal[5]

#### 3) Linear Discriminant Analysis (LDA):

Es uno de los más conocidos y más efectivos métodos de clasificación. El objetivo de LDA es generar los parámetros para el modelo lineal que se describe en la siguiente ecuación:

$$y = \theta x + \mathbf{b} \quad (5)$$

Donde  $\theta$  y  $\mathbf{b}$  son los parámetros del modelo que se representan en la figura 2 y  $x$  es el vector de características.

Dado que  $x$  es el vector de características, se puede escribir la siguiente ecuación:

$$y = \theta x + \mathbf{b} = \theta f + \mathbf{b} \quad (6)$$

$$y = \theta \log(\text{var}(SX)) + \mathbf{b} \quad (7)$$

El procedimiento para calcular los parámetros es como sigue. Primero, se calcula la media del vector de características  $y_{izq}$  y  $y_{der}$  de la siguiente manera:

$$u_{izq} = \frac{\sum_{k \in n} y_{kizq}}{n} \quad (8)$$

De igual manera con  $u_{der}$ . Posteriormente, se calcula la matriz de covarianza mediante:

$$\sum_{izq} = \sum_{k \in n} (y_{kizq} - u_{izq})(y_{kizq} - u_{izq})^T \quad (9)$$

Similarmente, se procede para  $\sum_{der}$ . Por parámetros  $\theta$  y  $b$  están definidos por:

$$\theta = \left( \sum_{izq} + \sum_{der} \right)^{-1} (u_{der} - u_{izq}) \quad (10)$$

$$b = -\theta^T \frac{u_{izq} + u_{der}}{2} \quad (11)$$

## III. PROTOTIPO

### A. Protocolo experimental

Para realizar este proyecto, se empleó un protocolo experimental parecido al que se siguió para el estudio

y desarrollo del sistema *Graz-BCI*[6]. En dicho estudio, se le pide al sujeto de prueba que evite moverse y que mantenga brazos y manos relajadas. La imaginación del movimiento que el sujeto debe realizar está sujeto a un estímulo visual. Cada ensayo inicia con la presentación de una cruz en la parte central de una pantalla. Posteriormente, una flecha con dirección a la izquierda o la derecha, se imprime sobre la cruz. Al mismo tiempo que se muestra la flecha, se le pide al sujeto que imagine un movimiento en la dirección que la flecha indique. La figura 3 muestra el diagrama de tiempos del protocolo experimental que corresponde a un ensayo. Una sesión experimental consta de una serie de ensayos.



Figura 3: Diagrama de tiempos de un ensayo.

### B. Sistema de adquisición

El sistema de adquisición contempla dos elementos. El primero de ellos es el dispositivo *Emotiv EPOC* y se encarga de medir mediante sensores las señales que el cerebro humano genera. El segundo elemento es la herramienta de software libre *OVAS*. Dicha herramienta permite acceder a los datos que generan distintos dispositivos, entre ellos el mencionado anteriormente. Básicamente, *OVAS* hace uso de la librería que dispone el dispositivo de captura para acceder a las señales electroencefalográficas y etiqueta el conjunto de catorce señales bajo la siguiente denominación:

`name = 'Emotiv EPOC'`

De esa manera, los registros EEG se encuentran disponibles en tiempo real para cualquier instancia que soporte el protocolo LSL. La figura 4 esquematiza el la operación del sistema de adquisición.

### C. Entorno de experimentación

El entorno de experimentación está compuesto por el sistema de adquisición y el protocolo experimental anteriormente descritos; además, contempla dos herramientas de software. La primer herramienta es un capturador de datos genérico que descubre todos los flujos de datos que se encuentran presentes en la plataforma LSL. En otras palabras, la aplicación descubre todos los *sockets* que se hayan definido para LSL y permite seleccionar que flujo o flujos capturar; esta herramienta es *LabRecorder*. La segunda de ellas es una herramienta de desarrollo de experimentos y, en este proyecto, es utilizado para presentar estímulos al sujeto de prueba; dicha herramienta

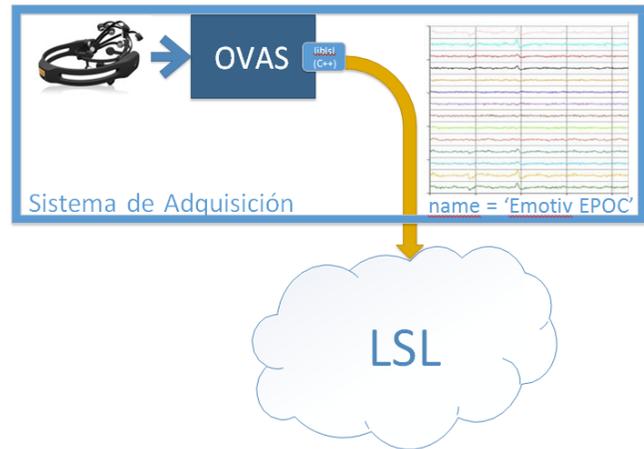


Figura 4: Sistema de adquisición.

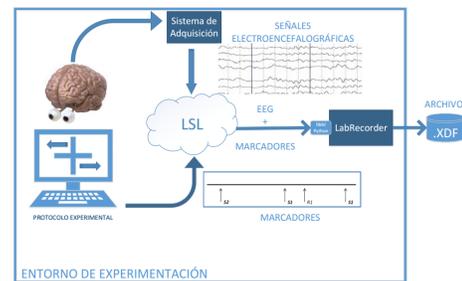


Figura 5: Entorno de experimentación.

es *SNAP*. Finalmente, el protocolo experimental es el procedimiento que se sigue para poder obtener señales electroencefalográficas que sean relevantes para el prototipo.

La operación del sistema se resume en el siguiente listado:

- Se ejecuta el sistema de adquisición, de manera que los datos se encuentren disponibles en la plataforma LSL.
- Se ejecuta el *script* que plasma el paradigma experimental, diseñado en *SNAP*, que enviará marcadores a LSL indicando los tiempos del ensayo especificados en la tabla 1.
- Se inicia la captura de datos mediante *LabRecorder*, previa verificación de la presencia de los flujos de datos de las señales EEG y de marcadores.
- Se inicia el experimento, pidiéndole al sujeto de prueba que siga con atención las indicaciones que se mostrarán en pantalla.
- Por último, una vez que se hayan finalizado todos los ensayos que componen el experimento, se detiene la captura de datos de la herramienta *LabRecorder* que almacena automáticamente los datos capturados

La figura 5 esquematiza el funcionamiento del entorno que se desarrolla en este apartado.

Marcadores	Descripción
101	Inicio del ensayo
102	Despliegue de la cruz en la pantalla
103	Despliegue de la flecha con dirección a la izquierda en pantalla
104	Despliegue de la flecha con dirección a la derecha en pantalla
10	Fin del ensayo movimiento con dirección a la izquierda
11	Fin del ensayo movimiento con dirección a la derecha

Tabla 1: Especificación de los marcadores.

#### D. Entorno de entrenamiento

El entorno de entrenamiento está totalmente implementado en Matlab, utiliza el resultado generado por el entorno de experimentación y consta de tres etapas. La primera etapa está dedicada al cálculo de los coeficientes del filtro temporal y posterior filtrado de la señal. La segunda etapa se encarga de la segmentación de los registros EEG, la agrupación de los ensayos de acuerdo a su clase y la ejecución del algoritmo CSP para determinar los coeficientes del filtro espacial. Por último, la tercera etapa se encarga de la extracción de las características y ejecución del algoritmo LDA para determinar los parámetros que ayuden a distinguir entre clases. Los resultados de las etapas en conjunto generarán un modelo que podrá ser aplicado a otros registros EEG. Tal como se advierte en la figura 6, el funcionamiento del sistema es secuencial y en cada etapa se rescatan variables que componen el modelo final. La tabla 2 sintetiza las etapas y los resultados que se generan en cada una de ellas.



Figura 6: Entorno de entrenamiento.

Etapas	Procedimiento	Variables	Descripción
1	Cálculo de coeficientes y filtrado de la señal EEG	T	filtro temporal
2	Segmentación, agrupación y CSP	S	filtro espacial
3	Extracción de características y LDA	$\theta$ y $b$	parámetros del modelo lineal

Tabla 2: Síntesis de los procedimientos y resultados.

La conformación del modelo, que contempla todas las variables mencionadas en la tabla, otorga la posibilidad de poder analizar nuevos registros electroencefalográficos provenientes del mismo sujeto.

#### E. Entorno de evaluación

El entorno de evaluación, al igual que el de entrenamiento, está implementado en Matlab e introduce el concepto de función de predicción. Básicamente, este entorno evalúa a que tipo de movimiento corresponde un segmento de datos electroencefalográficos en base a la función mencionada.

La función de predicción es una asignación matemática que refleja la relación entre una observación (segmento de datos), y la salida deseada (estado cognitivo). Considerando que un sistema BCI, que opera generando respuestas deterministas, tiene memoria limitada del pasado se puede decir que:

$$y = f(X) \quad (12)$$

Donde  $X$  es un segmento de datos<sup>1</sup>,  $y$  es el proceso cognitivo analizado y  $f$  es la función que relaciona ambas variables. La forma funcional de la función de predicción es totalmente arbitraria. No obstante, dicha función puede basarse asumiendo cierto mecanismo generativo de las señales. Por ejemplo, se puede afirmar que las neuronas muestran cierto comportamiento relacionado con aquello que se trata de analizar (por ejemplo, aburrido o no aburrido) y cuando se presenta el escenario para generar ese o esos estados, una población numerosa de neuronas se activa.

En consecuencia, se generan campos electromagnéticos suficientemente potentes, de manera tal que puedan ser detectados por sensores posicionados sobre el cráneo y que, conjuntamente con el ruido detectado por los mismos sensores, dan lugar a los registros EEG. En ese entendido, la forma funcional opera con los registros medidos por los sensores y trata de predecir el proceso cerebral que origina dichos registros. Es decir, la forma funcional es, básicamente, una asignación matemática inversa al mecanismo generativo asumido. El modelo lineal aplicado tiene el propósito de distinguir entre los dos tipos de movimiento. Matemáticamente, se expresa de la siguiente manera:

$$y = \log(\text{var}(T(RS)))\theta + \mathbf{b} \quad (13)$$

Donde  $R$  es un segmento de datos electroencefalográficos,  $S$  es una matriz que contiene los coeficientes de los filtros espaciales,  $T$  es una matriz que contiene los coeficientes del filtro temporal,  $\text{var}$  es la varianza del segmento filtrado espacial y temporalmente,  $\log$  es el logaritmo de la varianza calculada,  $\theta$  y  $\mathbf{b}$  son los parámetros del

<sup>1</sup>Matemáticamente,  $X$  es una matriz definida por la cantidad de canales y la cantidad de muestras.

modelo lineal.

$$y = \text{sign}(\log(\text{var}(T(RS)))\theta + \mathbf{b}) \quad (14)$$

Donde  $y$  es la salida binaria que indica si el movimiento imaginario fue de la mano derecha o izquierda.

#### F. Entorno de demostración

Para la demostración del funcionamiento del prototipo generando respuestas deterministas, se desarrolló un *script* basado en las herramientas de BCILAB. Dicho *script* sigue el diagrama de flujo que se muestra en la figura 7.



Figura 7: Diagrama de flujo del entorno de experimentación.

Para evaluar el funcionamiento del sistema mientras genera respuestas deterministas, se diseñó una pequeña rutina en la que se le pide al sujeto que imagine los movimientos de la mano que indica la flecha que se muestra en el monitor y a continuación dicho sujeto debería tratar de controlar un cursor, como el de la figura 8.

## IV. RESULTADOS

A pesar que los sistemas BCI son diseñados, generalmente, para personas que presentan alguna discapacidad motora, este prototipo fue utilizado por una persona saludable que no presentaba ningún tipo de incapacidad motora. Se probó el sistema en dos ocasiones con la misma persona, realizando en cada ocasión un experimento ligeramente diferente. El primer experimento consistió de 180 ensayos y tenía de duración de aproximadamente 45 minutos. El segundo experimento consistió de 120

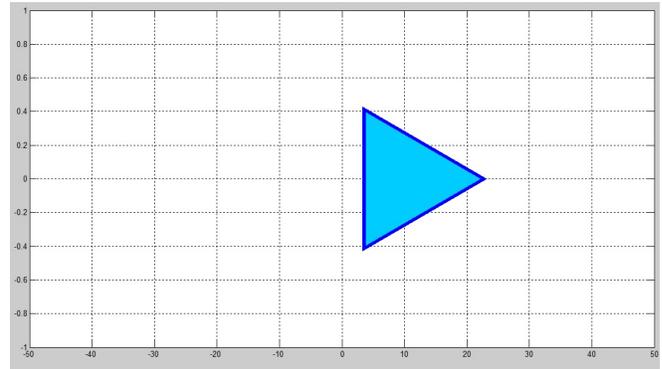


Figura 8: Gráfica de la aplicación en ejecución.

ensayos y duraba aproximadamente 28 minutos. A continuación se muestran los mapas topográficos de los filtros y de los patrones obtenidos; además de la tasa de éxito.

#### A. Experimento 1

Tasa de error de clasificación (entrenamiento) = 38.3

##### 1) Discusión:

Los patrones cerebrales tienen el atributo de mostrar cual es la fuente de la actividad cerebral. En un patrón de estas características un color cálido (rojo) indica una proyección positiva de una fuente de actividad cerebral. Opuestamente, un color frío indica una proyección negativa y los colores próximos al verde son aproximadamente cero. Las fuentes de actividad cerebral se reconocen por que se encuentran donde se produce el contraste entre las proyecciones positivas y negativas. Los patrones que deben ser analizados con mayor detalle, por lo general, son el primero y el ultimo dado que ambos son discriminativos respecto el uno con el otro.

En la figura 10, se muestra en el primer mapa topográfico que una fuente de actividad se encuentra próxima a la región motora de la corteza cerebral. Dada la disposición de las proyecciones, se puede aseverar que la fuente pertenece a los movimientos de la mano izquierda. Por otra parte, el sexto patrón no muestra claramente la fuente de actividad cerebral. No obstante, la proyección positiva del patrón tiene cierta tendencia hacia la parte frontal del hemisferio derecho, por lo que posiblemente la fuente de actividad corresponda a la mano derecha.

Finalmente, la tasa de error de clasificación es 38.3% lo que indica que de 180 ensayos, 111 fueron exitosamente distinguidos

#### B. Experimento 2

Tasa de error de clasificación (entrenamiento) = 33.3

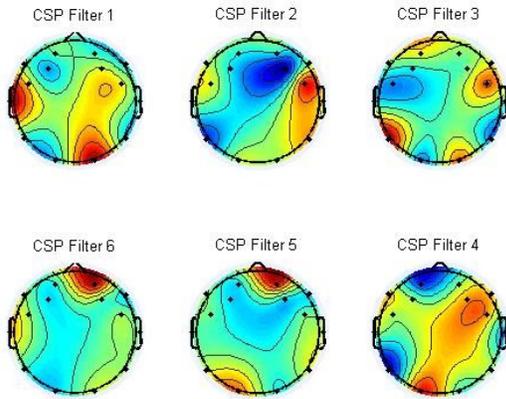


Figura 9: Filtro generados por CSP en el primer experimento.

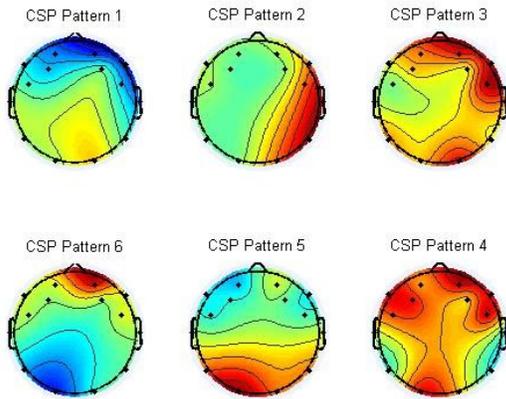


Figura 10: Proyecciones generadas por CSP en el primer experimento.

### 1) *Discusión:*

Los patrones generados en este experimento muestran mayor contraste en las proyecciones de sus patrones primero y sexto. De igual manera que en el anterior experimento, el primer patrón muestra un contraste claro indicando la fuente de actividad correspondiente a los movimientos de la mano izquierda. A diferencia de la anterior experiencia, el ultimo patrón si muestra un contraste claro y es posible identificar la fuente de la actividad cerebral correspondiente a los movimientos de la mano derecha. En cuanto a la tasa de error de clasificación también se puede advertir una mejora ya que su valor es de 33.3%. Es decir, de 120 ensayos, 80 fueron exitosamente clasificados.

La mejora que se evidencia de una a otra prueba probablemente se debe a la reducción de ensayos. No obstante, el posicionamiento de los sensores es también un asunto

importante ya que un desplazamiento ligero de un sensor puede generar un patrón totalmente distinto.

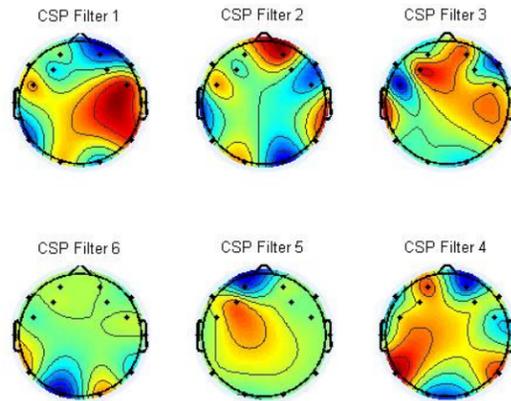


Figura 11: Filtro generados por CSP en el segundo experimento.

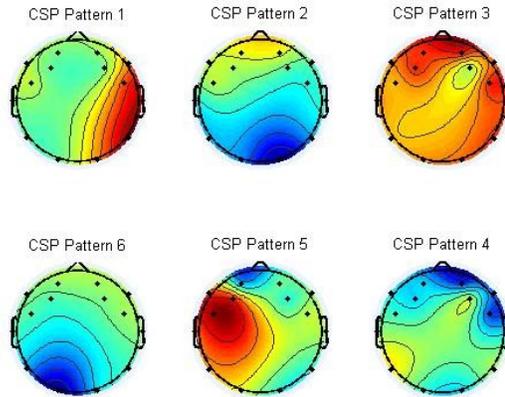


Figura 12: Proyecciones generadas por CSP en el segundo experimento.

## V. CONCLUSIÓN

Dados los resultados que se presentaron anteriormente, se puede afirmar que es posible generar consignas de control a partir de los ritmos *alpha* sobre la corteza motora utilizando el dispositivo Emotiv EPOC, ya que las tasas de éxito son razonablemente alentadoras considerando que el sujeto de prueba no tiene entrenamiento alguno para la generación de dichos ritmos. Por lo que es muy posible que una persona que entrene regularmente pueda obtener muchos mejores resultados.

Finalmente, cabe mencionar que el equipo utilizado para la experimentación no se encontraba correctamente mantenido por lo que es posible que se puedan obtener mejores resultados con sensores en buen estado.

REFERENCIAS

- [1] Emotiv systems. *Emotiv systems homepage*. URL: <http://www.emotiv.com> (vid. pág. 2).
- [2] labstreaminglayer. URL: <https://code.google.com/p/labstreaminglayer/> (vid. pág. 2).
- [3] G. Gibert M. Congedo E. Maby V. Delannoy O. Bertrand Y. Renard F. Lotte y A. Le ´cuyer. “Open-vibe: An open-source software platform to design, test, and use brain-computer interfaces in real and virtual environments”. En: *Presence: Teleoperators and Virtual Environments*. Vol. 19. 2010, págs. 35-53 (vid. pág. 2).
- [4] Bcilab sccn. URL: [http://sccn.ucsd.edu/wiki/BCILAB#BCI\\_Application\\_Areas](http://sccn.ucsd.edu/wiki/BCILAB#BCI_Application_Areas) (vid. pág. 2).
- [5] *Introduction to modern brain-computer interface design*. URL: [http://sccn.ucsd.edu/wiki/Introduction\\_To\\_Modern\\_Brain-Computer\\_Interface\\_Design](http://sccn.ucsd.edu/wiki/Introduction_To_Modern_Brain-Computer_Interface_Design) (vid. pág. 3).
- [6] K. Lugger A. Schlogl y G. Pfurtscheller. “Adaptive autoregressive parameters for a brain-computer-interface experiment”. En: *Engineering in Medicine and Biology Society*. Vol. 4. 1997, págs. 1533-1535 (vid. pág. 4).