

## **Interfaz cerebro computador basada en P300 para la comunicación alternativa: estudio de caso en dos adolescentes en situación de discapacidad motora**

### **P300 based Brain computer interface for alternative communication: a case study with two teenagers with motor disabilities**

*Eliana García Cossio\*<sup>1</sup>, Carlos Fernandez<sup>2</sup>, Maria Eugenia Gaviria<sup>3</sup>, Catalina Palacio<sup>3</sup>, Liliana Alvarán<sup>4</sup>, Róbinson Alberto Torres Villa<sup>1</sup>.*

<sup>1</sup>Laboratorio de Bioinstrumentación y procesamiento de señales (KIRON). Grupo de investigación GIBEC. Escuela de Ingeniería de Antioquia – Universidad CES. Calle 25 Sur N.º 42-73 Envigado, Colombia.

<sup>2</sup>Grupo de Biotecnología. Universidad de Antioquia. Escuela de Ingeniería de Antioquia. Calle 25 Sur N.º. 42-73 Envigado, Colombia.

<sup>3</sup>Sedes Ltda., Aula Abierta. Calle 25 Sur N.º 42-73 Envigado, Colombia.

<sup>4</sup>Facultad de Psicología. Universidad CES. Calle 25 Sur N.º 42-73 Envigado, Colombia.

(Recibido el 14 de enero de 2011. Aceptado el 14 de julio de 2011)

#### **Resumen**

Las interfaces cerebro computador son sistemas que a partir del uso de las señales cerebrales hacen posible, que personas en situación de discapacidad motora severa, puedan controlar dispositivos externos, como: comunicadores, sillas de ruedas, entre otros. En este estudio piloto se describe cómo dos jóvenes con discapacidad motora, fueron entrenados para aprender a usar una Interfaz cerebro-computador (ICC) controlada por el potencial evocado P300 a partir de electroencefalografía (EEG), para la comunicación alternativa de modo verbal. Se hizo uso de una matriz de estimulación de 4x3 (filas – columnas) que contenía imágenes de jugadores de fútbol actuales. En primer lugar se realizaron unas pruebas de preparación que permitieron a los usuarios conocer el funcionamiento del sistema ICC. Seguido a esto se llevaron a cabo las pruebas reales que estaban conformadas por dos secciones: la sección de entrenamiento y la sección de pruebas de libre delecteo, en donde la persona

---

\* Autor de correspondencia: teléfono: + 57 + 4 + 858 76 04, correo electrónico: eliana.garcia.cossio@googlemail.com (E. García)

podía seleccionar los íconos que deseara de la matriz a partir de uso de sus ondas de EEG. Los niveles promedio de porcentaje de acierto para cada uno de los usuarios en la prueba de libre deletreo fueron de 95% y 85%, respectivamente. El promedio de tiempo de elección de cada ícono fue de 36 segundos (1,67 letras por minuto).

----- *Palabras clave:* Interfaz cerebro-computador, P300, Discapacidad motora, Ayudas técnicas

### **Abstract**

Brain computer interface systems use brain signals to enable the control of external devices, such as: wheelchairs, communicators, neuro-prosthesis, among others; in people with severe motor disabilities. In this study two young men with motor disabilities were trained to learn how to control a brain computer interface (BCI) using the P300 evoked potential recorded by electroencephalography (EEG). This interface enables the verbal communication through a stimulation matrix (4x3 rows and columns) that contains the picture of current football players and a sound related to each one which reproduced the name of them. Initially, we did the preparation stage that allowed the users to learn how to control the BCI. After this, the real probes were performed in two stages: the training tests and the online tests, where the participant could select the icons that he wanted through his brain signals. The average percentages of success for each participant were: 95% and 85%, respectively. The average time for an icon selection was 36 seconds (i.e. 1.67 letters/minute).

----- *Keywords:* Brain computer interface, P300, Motor disability, technical assistances

### **Introducción**

Enfermedades como la esclerosis lateral amiotrófica (ELA), las lesiones medulares, las distrofias musculares, la parálisis cerebral y otras en estados más avanzados como el síndrome de cautiverio (del inglés, “Locked In” syndrome) o el síndrome total de cautiverio (del inglés, total “locked In” syndrome); donde el sujeto pierde el control de todos sus músculos voluntarios y en algunos casos, incluso el movimiento de sus ojos; son la razón fundamental por la que la ingeniería y la medicina se han unido para la generación de nuevas ayudas técnicas que permitan la rehabilitación y la inclusión social de estas personas.

La inclusión social a partir de un simple dispositivo, que permita al menos una comunicación

binaria, SI y NO, de personas en situación de discapacidad severa, ha sido un tema de gran interés en investigación [1, 2]. Gracias a esto, nace el término de Interfaz Cerebro Computador (ICC). Este sistema permite la manipulación de dispositivos externos, como: comunicadores, sillas de ruedas, neuro-prótesis, etc., a partir de las señales cerebrales; que pueden ser adquiridas por: electroencefalografía (EEG) [3], electrocorticografía (ECoG) [4], resonancia magnética funcional (f-MRI) [5], espectroscopía del infrarojo cercano (NIRS) [6], entre otros.

Un patrón característico de las señales cerebrales es evocado o inducido para que aparezca durante ciertos momentos en el registro electroencefalográfico. Estos patrones son analizados, procesados y detectados por un

computador a partir de algoritmos de clasificación y extracción de características, convirtiéndose luego en señales de control de los dispositivos mencionados.

En algunos estudios previos realizados en Colombia se desarrolló la construcción y diseño de una Interfaz cerebro computador controlada a partir del potencial evocado P300 mediante electroencefalografía [7]. Éste trabajo, junto con el desarrollado por Arcos [8], demostraron que es posible para una persona sana controlar dicha interfaz para habilitar la comunicación.

El P300 es un potencial evocado cognitivo que aparece como un pico positivo en el registro de electroencefalografía alrededor de los 300 ms después de producido el estímulo [9]. Éste potencial puede ser utilizado para el control de una interfaz cerebro computador, ya que se presenta como un patrón reiterativo, en la mayoría de los casos, que responde a estímulos aleatorios externos (ej. Visuales, auditivos, entre otros).

La tarea más común para evocar el P300 es el paradigma de discriminación entre dos opciones llamadas clases (una que es la opción objetivo o “target” que tiene baja probabilidad con respecto a las otras opciones disponibles que no son “target” y que tendrán una probabilidad conjunta de aparición mayor que el “target”). Este paradigma es denominado “Oddball” [10, 11]. Farwell y Donchin [9] demostraron que una Interfaz cerebro-computador basada en P300 puede ser utilizada por personas aptas y sanas, en base al paradigma “Oddball”, para el control de un comunicador que sustituya la acción de digitar con las manos.

Una ICC cuenta con varias etapas específicas [1]. En primer lugar se tiene el bloque de adquisición y digitalización de la señal, Luego, se encuentra el bloque de acondicionamiento de la señal. Posteriormente existe un bloque con algoritmos de extracción de características, que permiten reconocer los principales patrones que están apareciendo en los registros adquiridos; y también algoritmos de clasificación, que ayudan a la separación de clases y a la detección del

patrón deseado. Finalmente, cuando se tiene la señal de control, es posible entonces manipular dispositivos externos, como: un comunicador, una silla de ruedas, una órtesis, entre otros.

Los trabajos reportados, hasta el momento, en Colombia, han sido realizados en voluntarios sanos, por lo cual era necesario evaluar el funcionamiento del sistema de interfaz cerebro-computador en el público principal: personas en situación de discapacidad motora, y que en algunos casos tienen comprometida la habilidad para comunicarse.

En este artículo se describe el proceso de entrenamiento de dos sujetos con desórdenes motores para el control de una interfaz cerebro-computador, controlada a partir del potencial evocado cognitivo P300. Se muestran los resultados obtenidos en cuanto al porcentaje de acierto logrado por ambos sujetos y algunas características relevantes, como la latencia y el valor del coeficiente de determinación ( $r^2$ ), del P300.

## Experimentación

### Sujetos

Se eligieron dos jóvenes como participantes de la prueba; ambos de sexo masculino y con 15 años de edad. Uno de ellos (sujeto 1) fue diagnosticado con Artrogriposis. Este sujeto tiene cuadriplejía, por lo cual es incapaz de moverse por sí mismo y depende de un acompañante para la realización de las actividades cotidianas. No tiene dificultades para la comunicación verbal. El segundo participante (Sujeto 2), fue diagnosticado con una enfermedad neurodegenerativa y Distonía, presenta dificultades para la comunicación verbal, escrita y para su desplazamiento.

Las pruebas realizadas fueron avaladas por el comité de ética de la Universidad CES y por el comité de investigación de la Escuela de Ingeniería de Antioquia y tuvieron previamente una evaluación neuropsicológica para corroborar la actividad cognitiva normal de ambos.

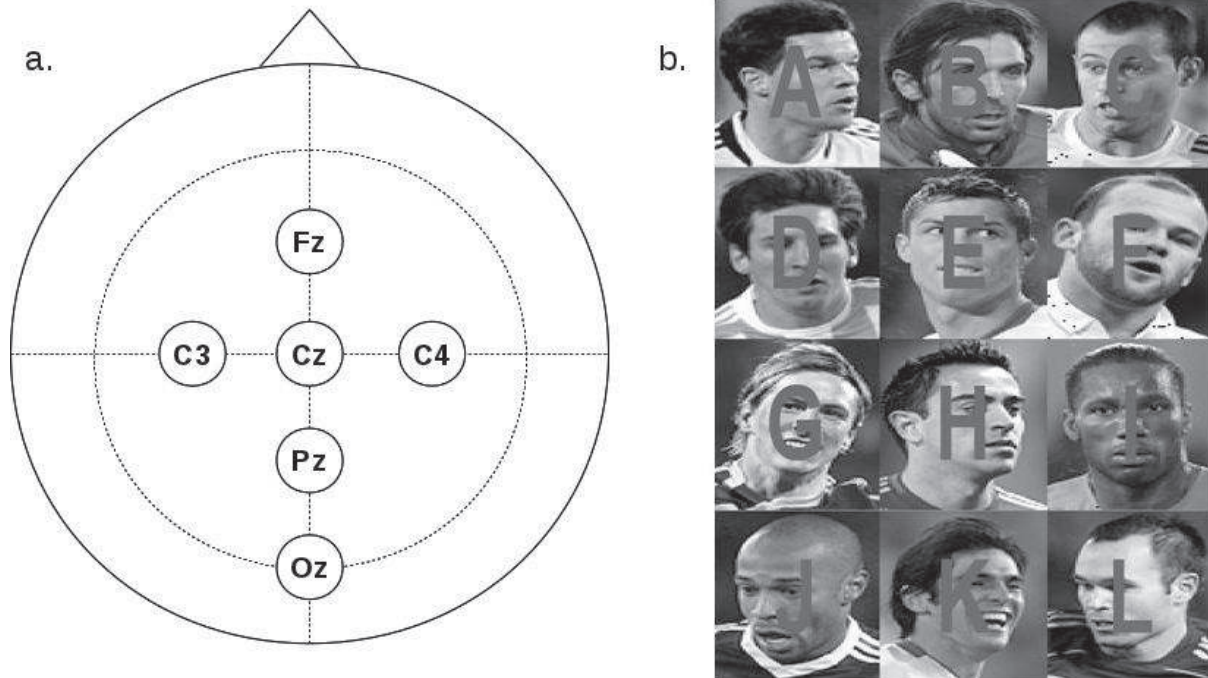
### Sistema de adquisición

Para la adquisición de las señales electroencefalográficas se empleó un amplificador de biopotenciales, USBamp®, desarrollado por la empresa g.tec. Por otro lado, el software utilizado para la estimulación y visualización en pantalla de las

señales de EEG fue el BCI2000, en particular la aplicación P300Speller [12].

Las señales fueron filtradas entre 0.5 y 30 Hz y muestreadas a 512 Hz.

Se registraron 6 canales, Fz, Cz, Pz, Oz, C3 y C4, según el sistema internacional 10-20 (figura 1.a.).



**Figura 1** a. Posiciones de registro del EEG, según el sistema internacional 10-20. Se registraron 6 canales, correspondientes a los puntos oscuros: Fz, Cz, Pz, C3 y C4. Modificado de [13]. b. Matriz de estimulación de tamaño 4x3

### Generalidades del protocolo experimental

Las pruebas se realizaron en la Institución Aula Abierta. El cronograma de pruebas incluía 2 días iniciales de preparación y de interacción inicial con el sistema. En esta etapa se hizo énfasis en el aprendizaje del paradigma a realizar para la generación de P300. Las pruebas “reales”, fueron realizadas durante una semana. Un set de pruebas “reales” comprendía 4 pruebas iniciales de entrenamiento y 2 pruebas “Online” (o de libre deletreo: esto se refiere a que el sujeto tiene la posibilidad de seleccionar los íconos

de la matriz de estimulación que desee a partir del potencial evocado P300), donde a partir del protocolo de Donchin et al. [9] el sujeto generaba las señales que luego entrenarían el algoritmo de clasificación. Las iluminaciones, relacionadas a cada ícono, tenían una duración de 100 ms y el tiempo inter-estímulo variaba entre 250 y 300 ms. La matriz de estimulación utilizada tenía un tamaño de 4x3 (filas x columnas), y fue modificada de la utilizada por Arboleda et al. [7] (figura 1.b.). Cada imagen de la matriz está relacionada a una letra, con el fin de facilitar el proceso de entrenamiento, y con un sonido que

reproduce el nombre de cada uno de los jugadores que se muestran en ella (ej: kaka). Esta elección fue hecha para lograr una mayor motivación en la participación de los sujetos.

Para cada señal de entrenamiento se analizaron las siguientes variables: amplitud del P300, latencia del mismo y el valor  $r^2$  o coeficiente de determinación explicado por Shalk en [14], que calcula la fracción de la varianza total de la señal que está asociada con las señales que tienen P300 y las que no tienen P300. Esta relación muestra la varianza explicada de la salida (o selección) que es debida a la clase (P300 o No P300). Este puede ser calculado a partir del procedimiento descrito en la siguiente sección.

Con las señales de entrenamiento se alimentaron los algoritmos de clasificación programados por Arboleda et al. [7] y se procedió a realizar las dos pruebas Online o de libre deletreo.

### **Entrenamiento y selección del algoritmo**

Después de realizar las pruebas de entrenamiento y el análisis de las mismas, bajo la aplicación desarrollada en Matlab (GUI) por Arboleda et al. [7], se entrenó cada uno de los algoritmos de clasificación: SWLDA (del inglés *Stepwise Linear Discriminant Analysis*), LDA (del inglés *Linear Discriminant Analysis*) y LS (del inglés *Least Square*) [15]. Además, a cada uno de ellos se le realizó una prueba de estimación, donde a partir de las señales de entrenamiento era posible conocer un valor tentativo del porcentaje de aciertos según el número de épocas.

Además, se aplicó un filtro de media común (CAR, del inglés *Common Average Filter*), el cual se usa para buscar un electrodo ideal de referencia, a partir de la señal de los canales registrados [14]. Los porcentajes de clasificación estimados (correspondientes a una predicción del comportamiento del algoritmo en modo Online de acuerdo con las señales de entrenamiento, al número de iluminaciones por ícono y a los pesos generados) fueron obtenidos para cada uno de los algoritmos con CAR y sin CAR.

Después de realizar el entrenamiento de cada uno de los algoritmos, se procedió a la elección del más idóneo para la pruebas Online, de acuerdo con los porcentajes de clasificación estimados y la las características de los mismos.

### **Prueba Online o de Libre Deletreo**

En este punto el participante podía seleccionar los íconos que deseaba. La prueba fue dividida en dos sesiones, cada una con 5 “targets”. En el inicio de éstas el participante debía expresar verbalmente cuáles íconos serían elegidos, con el fin de comparar posteriormente las respuestas seleccionadas por el sistema.

Cuando el participante deseaba elegir el ícono correspondiente a la letra A, y el software elegía esta misma letra, el porcentaje de acierto era equivalente al 100%. Si la selección se daba sobre un ícono que correspondía a la misma columna o fila del blanco, el porcentaje se daba del 50% y si la selección no cumplía ninguno de los requisitos mencionados, el porcentaje era igual a 0%.

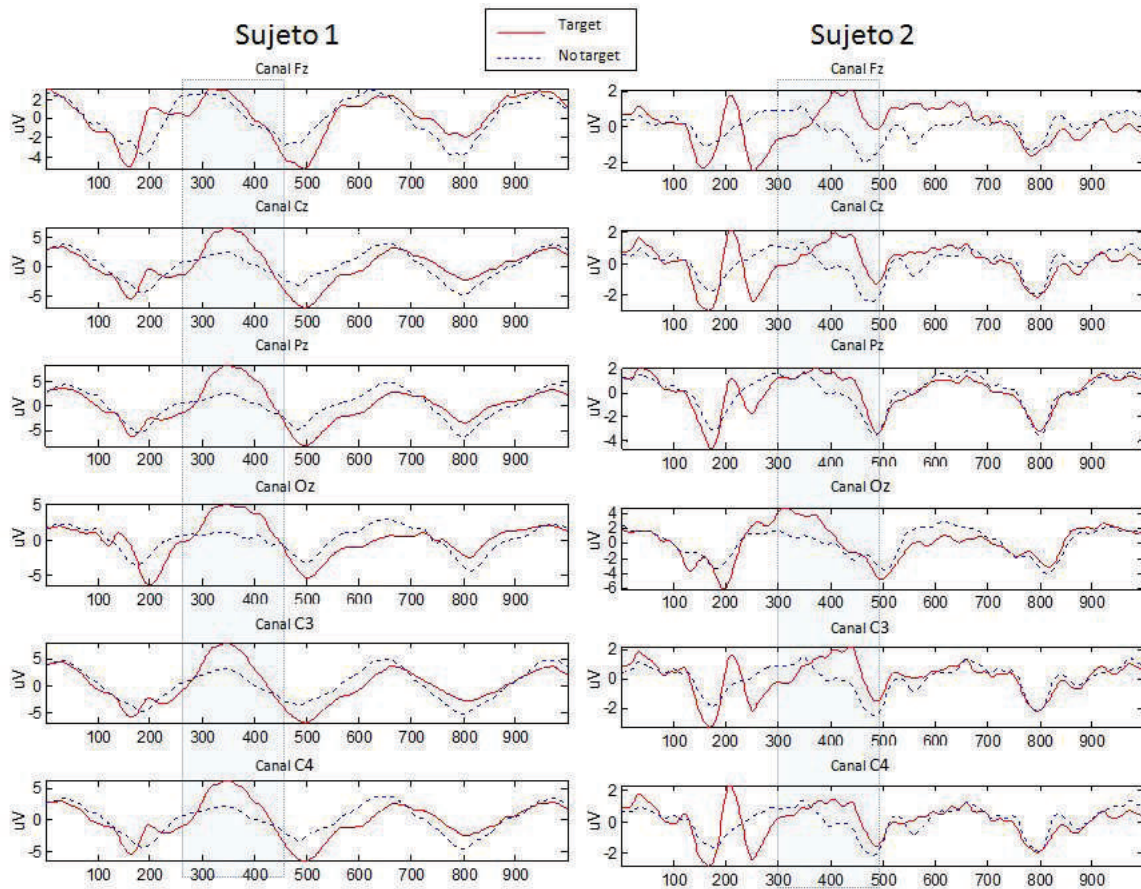
## **Resultados**

### **Amplitud del P300, localización y latencia**

La figura 2 muestra el promedio de las ondas generadas para las 20 pruebas realizadas por sujeto (4 pruebas de entrenamiento por 5 sesiones). Se observa entonces la morfología del P300 que aparece, en ambos casos, como un pico alrededor de los 300 a 400 milisegundos. Esto indica que los sujetos estaban llevando a cabo el experimento correctamente y que su nivel de atención era adecuado para la tarea propuesta.

Las señales continuas pertenecen a los íconos target y las señales discontinuas a los no target. El recuadro señala en ambos casos la región donde ocurre el P300, para el sujeto 1 se observa un pico máximo alrededor de 340 ms y para el sujeto 2 alrededor de 400 ms en todos los electrodos menos en Oz, que fue aproximadamente en 320 ms.





**Figura 2** Ondas de P300 promediada para todas pruebas de entrenamiento realizadas por el sujeto 1 (A) y por el sujeto 2 (B), para los seis canales registrados

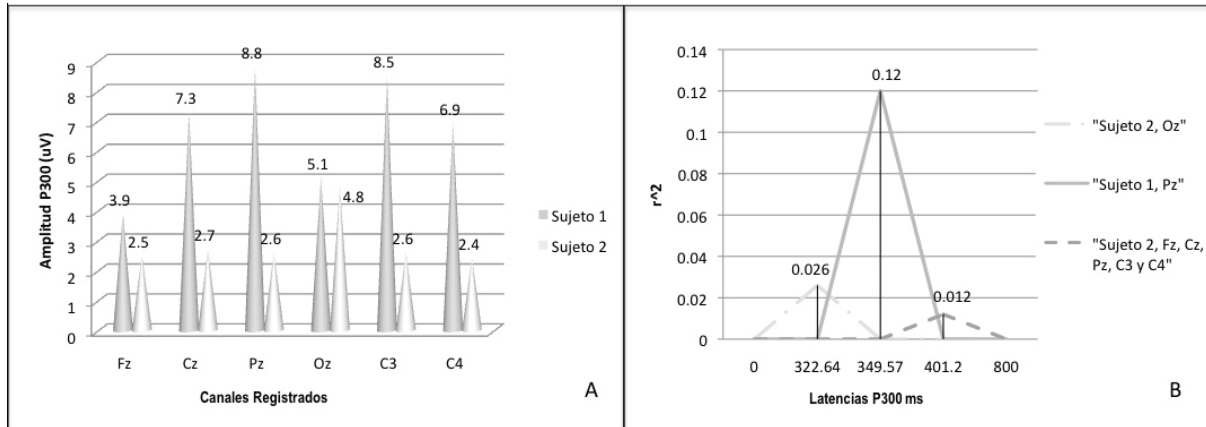
La figura 3-A. detalla las amplitudes promedio de las pruebas de entrenamiento para todos los canales registrados de ambos sujetos. Se observa que el sujeto 1 mostró la mayor amplitud sobre el canal Pz (región parietal), mientras el sujeto 2 sobre el canal Oz (región occipital).

Por otro lado, en la figura 3 B se ilustran las latencias promedio (puntos donde las amplitudes fueron máximas) para todas las pruebas de cada participante, en los canales Pz y Oz, respectivamente. El sujeto 1 presentó una latencia promedio de  $349,57 \pm 21,08$  ms sobre Pz y el sujeto 2 de  $322,64 \pm 28,33$  ms sobre Oz. Sin embargo, es importante resaltar que para los canales Fz, Cz, Pz, C3 y C4, el valor promedio de latencia para

el Sujeto 2 fue mayor que en el canal Oz, con una media de  $401,2 \pm 39,76$ . Por otro lado, cada uno de estos valores de latencia se encuentra relacionado un valor de  $r^2$ . Como se observa en la figura 3-B para el sujeto 1 se tiene un valor de  $0,12 \pm 0,023$  sobre el canal Pz y para el sujeto 2 de  $0,026 \pm 0,017$  sobre el canal Oz. Sin embargo, como se mencionó anteriormente para el sujeto 2 los valores de latencia fueron diferentes en los demás canales analizados, por lo cual se considerará otro valor de  $r^2$  para ellos. Como la amplitud del P300 en estos fue similar, el valor del coeficiente de determinación no varió considerablemente, de modo que se calculó una media de  $0,012 \pm 0,002$ . Se observa que hay una diferencia grande entre los valores de  $r^2$  entre los dos parti-

cipantes, donde el sujeto 1 obtuvo un valor más elevado que el sujeto 2. Además, para el sujeto 2,

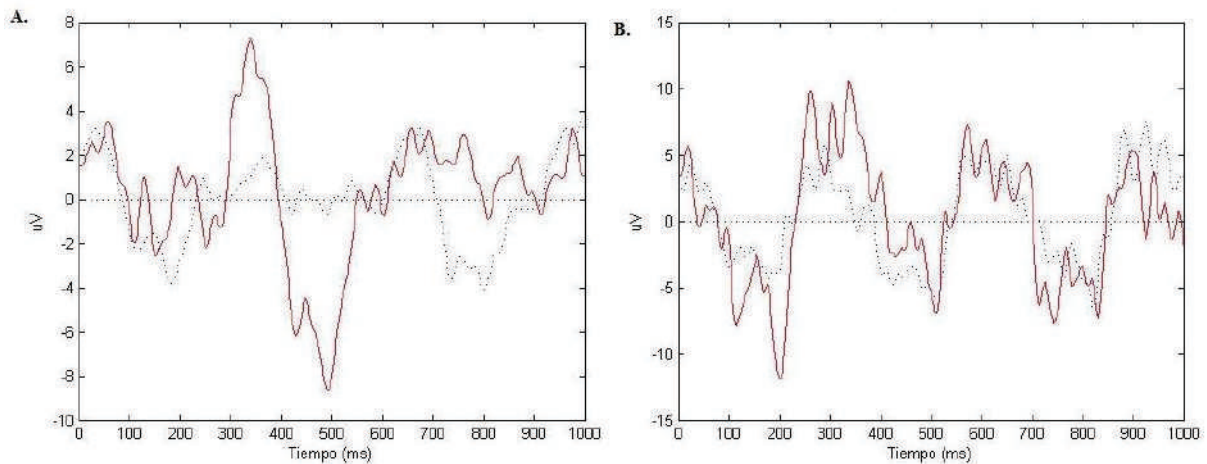
el valor mayor de  $r^2$  muestra una relación con el canal donde hubo mayor amplitud del P300 (Oz).



**Figura 3** A. Amplitud del P300 sobre todos los canales registrados para ambos sujetos, durante todas las pruebas de entrenamiento realizadas. B. Latencias promedio para sujeto 1 (línea discontinua) y sujeto 2 (línea sólida) con sus respectivos valores para el  $r^2$

A continuación se muestra un ejemplo de la morfología de la onda de P300 para uno de los íconos que fue elegido correctamente por ambos sujetos (figura 4). Cada uno de los íconos de la matriz fue iluminado 30 veces, resultando en 30 ondas de EEG para cada uno de ellos. La onda correspondiente al ícono “target” presenta un

pico característico entre 300 y 400 ms (línea continua) que da cuenta de la fuerte aparición del P300, en comparación con los demás íconos presentes en la matriz de estimulación (línea discontinua). Esto indica la diferenciación entre los estímulos frecuentes e infrecuentes, según el paradigma “Oddball”.



**Figura 4** A. Para el sujeto 1, ondas promedio para el target K y 11 íconos target, sobre el electrodo Pz. B. Para el sujeto 2, ondas promedio para el target E y 11 íconos no target, sobre el electrodo Oz. Cada onda representa el promedio de 30 iluminaciones

**Desempeño en pruebas de libre delecteo**

Los porcentajes de clasificación estimados para cada uno de los algoritmos con filtro CAR y sin filtro (RAW), se muestran en la tabla 1.

Con los datos anteriores y teniendo en cuenta los tiempos de estimulación utilizados para las iluminaciones de la matriz, el promedio de tiempo de elección de cada ícono fue de 36 segundos (1,67 letras por minuto) con un número de épocas de 15.

Como se puede observar, los algoritmos que mayor porcentaje estimado de clasificación

obtuvieron con el menor número de épocas, fueron el SWLDA y el LDA. En algunos casos un filtro de media común fue aplicado para la clasificación, pero en ocasiones se presentaron bajos porcentajes al elegir el uso del mismo, en especial para el algoritmo LDA y LS.

De acuerdo a la clasificación entregada en la tabla 1 se eligió el algoritmo, por sesión o día de prueba, que mayor porcentaje de clasificación estimado obtuvo con el menor número de épocas. Los resultados obtenidos en el modo de libre delecteo con cada uno de los algoritmos seleccionados se muestran en la figura 5.

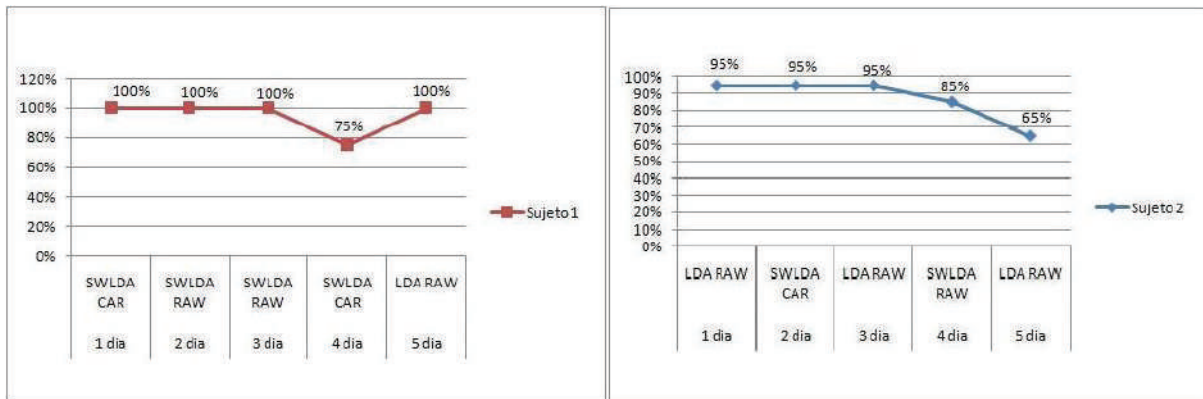
**Tabla 1** Porcentajes de clasificación estimados para cada uno de los algoritmos. Se especifica si se uso filtro CAR o no (RAW) y el número de épocas para las cuales se alcanza el mayor nivel

<b>Porcentajes estimado de clasificación- Sujeto 1</b>											
<b>SWLDA</b>				<b>LDA</b>				<b>LS</b>			
<b>CAR</b>	<b>#Épocas</b>	<b>RAW</b>	<b>#Épocas</b>	<b>CAR</b>	<b>#Épocas</b>	<b>RAW</b>	<b>#Épocas</b>	<b>CAR</b>	<b>#Épocas</b>	<b>RAW</b>	<b>#Épocas</b>
100%	3	100%	3	100%	9	100%	3	100%	11	100%	3
100%	5	100%	2	94%	15	100%	2	94%	15	100%	2
100%	5	100%	2	94%	15	100%	2	94%	15	100%	2
100%	2	100%	2	100%	7	100%	2	94%	15	100%	2
100%	11	100%	8	75%	15	100%	4	69%	15	100%	6
100%	5,2	100%	3,4	93%	12,2	100%	2,6	90%	14,2	100%	3

<b>Porcentajes estimado de clasificación- Sujeto 2</b>											
<b>SWLDA</b>				<b>LDA</b>				<b>LS</b>			
<b>CAR</b>	<b>#Épocas</b>	<b>RAW</b>	<b>#Épocas</b>	<b>CAR</b>	<b>#Épocas</b>	<b>RAW</b>	<b>#Épocas</b>	<b>CAR</b>	<b>#Épocas</b>	<b>RAW</b>	<b>#Épocas</b>
94%	15	94%	15	56%	15	100%	13	69%	15	100%	15
100%	11	100%	11	100%	14	100%	12	88%	15	100%	13
88%	15	94%	15	69%	15	100%	13	56%	15	100%	13
94%	15	100%	5	94%	15	100%	5	88%	15	100%	15
81%	15	94%	15	56%	15	100%	14	44%	15	88%	15
91%	14,2	96%	12,2	75%	14,8	100%	11,4	69%	15	98%	14,2





**Figura 5** Porcentajes de acierto para el sujeto 1 (izquierda) y sujeto 2 (derecha). Se especifica el número de sesión o día de prueba y el algoritmo elegido

Observamos entonces que el sujeto 1 en 4 de las 5 sesiones obtuvo un porcentaje de acierto de 100%, y sólo en una sesión obtuvo 75%. El promedio de estos porcentajes fue de 95%, lo cual muestra un nivel de control bueno del sistema, de acuerdo con las elecciones realizadas y el deseo del participante.

Para el sujeto 2, en tres de las cinco sesiones obtuvo un porcentaje de acierto de 95%, en la cuarta sesión 85% y en la 5 sesión 65%. Con un promedio de aciertos general de 87%.

## Discusión

### *Pruebas de preparación*

Es necesario propiciar un ambiente cómodo para la realización de las pruebas que ayude a que el participante pueda tener un mejor desempeño. Los factores psicológicos y sociales deben tenerse en cuenta durante el entrenamiento para poder adaptar la aplicación controlada por la interfaz cerebro-computador, acorde a la motivación y capacidades del sujeto de prueba [16, 17].

Debido a que el participante 2 presentó movimientos involuntarios (generadores de ruido de baja frecuencia), fue necesario hacer uso de elementos externos para disminuir al máximo los mismos. Se plantea entonces que en etapas siguientes se desarrollen sistemas de

procesamiento de señales que ayuden a filtrar la mayor cantidad de los artefactos debido al movimiento para obtener mejores señales y la clasificación sea más óptima.

### *Latencia y amplitud del P300*

La diferencia en los valores de latencias del P300 pueden deberse a muchos factores, como lo son el sexo, la edad, la disposición, el nivel de atención logrado por cada uno de estos. Como ambos participantes están en el mismo rango de edad, son del mismo sexo y están en el mismo nivel de educación; se piensa que este efecto es más de las vías cerebrales que están participando en la producción del P300, y que posiblemente se deba al nivel de atención que logra cada uno de ellos [11]. Según [18, 19], la latencia del P300 es inversamente proporcional a la actividad mental en sujetos sanos, por lo cual se asocia a latencias cortas con funcionamientos cognitivos superiores. A futuro se plantea realizar una investigación donde se analicen más casos para comparar cómo varían estas latencias de acuerdo a la atención y a los trastornos cognitivos que se puedan presentar.

Las fuentes cerebrales encargadas de la producción del P300, hacen que este tenga amplitudes mayores sobre el electrodo parietal Pz [16], como se observó en el caso del sujeto 1. Por el contrario, para el sujeto 2, la mayor amplitud

del P300 fue encontrada sobre Oz. Además, es de notar la distribución de las amplitudes y las latencias del sujeto 2. La distribución sobre la región occipital, con una latencia corta del P300 con respecto a los demás canales sobre Oz, puede deberse a la distribución de las fuentes que generan dicho potencial. Aunque se reporta con mayor frecuencia que el electrodo Pz es donde este potencial se encuentra con mayor amplitud, otros trabajos en el área [20] han encontrado que sobre la región parieto-occipital también se encuentra gran actividad.

En estudios futuros, teniendo en cuenta una población mayor, podría analizarse si las condiciones observadas son producto de la enfermedad degenerativa que el participante 2 sufre.

### **Porcentaje de acierto**

De acuerdo al comportamiento observado de los porcentajes de clasificación estimados usando el filtro CAR, se sugiere que se realicen pruebas a futuro que expliquen mejor los bajos porcentajes obtenidos con este, en algunos de los algoritmos.

Los bajos porcentajes de aciertos observados para ambos participantes podrían estar involucrados con variables psicológicas relacionadas con el nivel de motivación, de atención y su proceso de aprendizaje, sin embargo esto es aún tema de investigación [15, 21].

En varios de los entrenamientos, el sujeto 1 intentó realizar la selección de los íconos con un número de épocas menor a 15, llegando a un mínimo de 2 épocas (es decir cuatro iluminaciones del ícono), con un porcentaje de acierto sobre 3-4 íconos del 100% y un tiempo de selección de 6,5 segundos (9,23 letras por minuto).

Esto sugiere que la velocidad con la que éste sujeto podría llegar a comunicarse a partir de la ICC es aún menor a 1,67 letras/minuto, que corresponde a la velocidad promedio encontrada haciendo uso de 15 épocas. Sin embargo, se requiere que este proceso se realice en una futura investigación con una metodología donde

se incluya mayor número de pruebas con estos valores de épocas encontrados.

### **Conclusiones**

Los resultados presentados en este artículo revelan que la interfaz cerebro-computador propuesta, controlada por P300 a partir de electroencefalografía, fue apta para la comunicación alternativa de dos sujetos en situación de discapacidad motora o de lenguaje.

Los porcentajes de aciertos promedio, en ambos casos, superaron el 80%, lo cual indica que este es un método promisorio para la comunicación verbal de los mismos [22].

Los factores psicológicos, sociales de cada uno de los participantes son fundamentales y en algunos casos determinantes para el éxito de cada prueba.

Es necesario mejorar el sistema de acondicionamiento de la señal para evitar en mayor grado la distorsión en las señales de EEG, debida a los movimientos involuntarios de los usuarios. Aunque, para el caso particular de esta investigación, el uso de otras ayudas alternativas: como sujetadores de miembros, el mejoramiento de la posición en la silla, e incluso la motivación del participante; fueron factores que ayudaron a disminuir el ruido por dichos movimientos.

En etapas posteriores se plantea realizar las pruebas con un número mayor de participantes, lo anterior con el fin de observar el funcionamiento de la interfaz en otros tipos de discapacidades, incluso más severas que las estudiadas, y de tener en cuenta las posibles mejoras a realizar al dispositivo para una adaptación general a esta población. Además, la matriz de estimulación puede ser modificada según la necesidad para otro tipo de ayudas, como deletreador (donde se cuente con todas las letras del alfabeto español), control de dispositivos externos, entre otros.

Por otro lado, es necesario continuar con la exploración de otro tipo de ondas cerebrales, como las sensorimotoras o los potenciales lentos corticales, que permitan una multifuncionalidad

al dispositivo, en caso de que el P300 no pueda ser implementado adecuadamente para el control de la interfaz.

## Agradecimientos

Esta investigación fue financiada por el programa “Jóvenes investigadores y emprendedores” de COLCIENCIAS en apoyo con la Escuela de Ingeniería de Antioquia, la Universidad CES.

## Referencias

1. M. A. Lebedev, M. A. Nicolellis. “Brain machine interfaces: past, present and future”. *Trends Neurosci.* Vol. 29. 2006. pp. 536-546.
2. N. Birbaumer, A. R. Murguialday, L. Cohen. “Brain computer interface in paralysis.” *Current opinion in Neurology.* Vol. 21. 2008. pp. 634-638.
3. N. Birbaumer, L. Cohen. “Brain computer interfaces (BCI): Communications and restoration of movement in paralysis.” *Journal Physiology.* Vol. 579. 2007. pp. 621-636.
4. E. A. Felton, J. A. Wilson, J. C. Williams, P. C. Garell. “Electrocorticographically controlled brain-computer interfaces using electrode implants.” *J. Physiology.* Vol. 106. 2007. pp. 495-500.
5. A. Caria, R. Veit, R. Sitaram. “Regulation of anterior insular cortex activity using real-time fMRI.” *Neuroimage.* Vol. 35. 2007. pp. 1416-1427.
6. R. Sitaram, H. Zhang, C. Guan. “Temporal classification of multichannel near-infrared spectroscopy signals of motor imagery for developing a brain-computer interface.” *Neuroimagen.* Vol. 34. 2007. pp. 1416-1427.
7. C. Arboleda, E. García, A. Posada, R. Torres. “Prototipo de interfaz cerebro-computador para facilitar la comunicación de personas en situación de discapacidad motora.” *Revista EIA.* Vol. 11. 2009. pp. 105-115.
8. J. Arcos. *Validación estadística del prototipo de una interfaz cerebro-computador (BCI).* Trabajo de Grado. Escuela de Ingeniería de Antioquia y Universidad CES. 2010. pp. 43-78.
9. L. A. Farwell, E. Donchin. “Talking off the top of your head: toward a mental prosthesis utilizing event-related brain potentials.” *Electroencephalogr. Clin. Neurophysiol.* Vol. 70. 1988. pp. 510-523.
10. T. W. Picton. “The P300 wave of the human event-related potential.” *J. Clin. Neurophysiol.* Vol. 9. 1992. pp. 456-479.
11. J. Polich. “P300 in clinical applications.” *Electroencephalography: Basic Principles. Clinical Applications and Related Fields.* E. Niedermeyer, F. Lopes da Silva and M. Revol (editors). Ed. Urban and Schwarzenberg. Baltimore (Munich). 1999. pp. 1073-1091.
12. G. Schalk, T. McFarland, N. Hinterberger, N. Birbaumer, J. Wolpaw. “BCI2000: a general purpose brain computer interface (BCI) system.” *Transactions on Biomedical Engineering.* Vol. 51. 2004. pp. 1034-1043.
13. E. Niedermeyer, F. Lopes da Silva. *Electroencefalography Basic Principles Clinical Applications and Related Fields.* 5 ed. Ed. Lippincott Williams & Wilkins. Philadelphia, USA. 2005. pp. 139-141.
14. G. Schalk. *Toward a clinically practical brain computer interface.* PhD. Thesis. Rensselaer Polytechnic Institute. New York. 2006. pp. 10-11.
15. D. Krusienski, E. Sellers, D. McFarland, T. Vaughan. “Toward enhanced P300 Speller performance.” *Journal of Neuroscience Methods.* Vol. 167. 2008. pp. 15-21.
16. A. Kübler, B. Korchoubey, J. Kaiser, J. Wolpaw, N. Birbaumer. “Brain computer communication: unlocking the locked-in.” *Psychol. Bull.* Vol. 127. 2001. pp. 358-375.
17. S. H. Patel, P. N. Azzam. “Characterization of N200 and P300: Selected Studies of the Event-related Potential.” *Int J Med Sci.* Vol. 2. 2005. pp. 147-154.
18. J. Polich, L. Howard, A. Starr. “P300 latency correlates with digit span.” *Psychophysiology.* Vol. 20. 1983. pp. 665-669.
19. J. Polich, C. Ladish, T. Burns. “Normal variation of P300 in children: age, memory span, and head size.” *Int. J. Psychophysiology.* Vol. 9. 1990. pp. 237-238.
20. I. Kiss, R. M Dashieff, P. Lordeon. “A parieto-occipital generator for P300: evidence from human intracranial recordings.” *Int J Neuroscience.* Vol. 49. 1989. pp. 133-139.
21. S. C. Kleih, F. Nijboer, S. Halder, A. Kübler. “Motivation modulates the P300 amplitude during brain-computer interface use.” *Clinical Neurophysiology.* Vol. 121. 2010. pp. 1023-1031.
22. C. Neuper, G. R. Müller, A. Kübler, N. Birbaumer, G. Pfurtscheller. “Clinical application of an EEG-based brain-computer interface: a case study in a patient with severe motor impairment.” *Clinical Neurophysiology.* Vol. 114. 2003. pp. 399-409.