

DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UN PROTOTIPO DE INTERFAZ CEREBRO-COMPUTADOR PARA FACILITAR LA COMUNICACIÓN DE PERSONAS CON DISCAPACIDAD MOTORA

CAROLINA ARBOLEDA¹
ELIANA GARCÍA²
ALEJANDRO POSADA³
RÓBINSON TORRES⁴

RESUMEN

Una interfaz cerebro-computador (ICC) es un sistema de comunicación que permite generar una señal de control a partir de señales cerebrales como los ritmos sensorimotrices y los potenciales evocados y, por consiguiente, constituye una alternativa novedosa de comunicación para personas con discapacidad motora seria (como aquellas que padecen esclerosis lateral amiotrófica, ELA). Este proyecto propone el desarrollo de un prototipo de ICC basado en el registro de potenciales evocados cognitivos P-300 mediante electroencefalografía. El prototipo usa un electroencefalógrafo de seis canales para la adquisición de las señales, y por medio de una matriz de estimulación visual que contiene las letras del abecedario e íconos asociados a ellas permite que el usuario escriba palabras o elabore mensajes con los íconos. Para procesar las señales (filtración, diezmado, entre otros) se utilizaron los programas BCI2000 y MATLAB 7.0. Este último se empleó para programar tres algoritmos lineales de traslación (análisis lineal del discriminante, solución por mínimos cuadrados y análisis lineal del discriminante paso a paso) que permitieran traducir los potenciales evocados en señales de comunicación.

¹ Ingeniera Biomédica, EIA-CES. Grupo de Investigación en Ingeniería Biomédica EIA-CES (Gibec), Línea de Bioinstrumentación y Procesamiento de Señales. Medellín, Colombia. bmcaroa@eia.edu.co

² Ingeniera Biomédica, EIA-CES. Grupo de Investigación en Ingeniería Biomédica EIA-CES (Gibec), Línea de Bioinstrumentación y Procesamiento de Señales. Medellín, Colombia. bmeliga@eia.edu.co

³ Ingeniero Biomédico, EIA-CES. Grupo de Investigación en Ingeniería Biomédica EIA-CES (Gibec), Línea de Bioinstrumentación y Procesamiento de Señales. Medellín, Colombia. bmalpos@eia.edu.co

⁴ Ingeniero Electrónico, Universidad de Antioquia. Doctor en Ingeniería Electrónica, Universidad Politécnica de Valencia, España. Profesor de Ingeniería Biomédica, EIA-CES. Grupo de Investigación en Ingeniería Biomédica EIA-CES (Gibec), Medellín, Colombia. Línea de Bioinstrumentación y Procesamiento de Señales. pfrotor@eia.edu.co

PALABRAS CLAVE: comunicación aumentativa y alternativa; discapacidad motora; electroencefalografía; interfaz cerebro-computador (ICC); potencial evocado cognitivo P300; procesamiento de señales.

DESIGN AND CONSTRUCTION OF A BRAIN-COMPUTER INTERFACE PROTOTYPE TO FACILITATE THE COMMUNICATION OF PEOPLE WITH MOTOR DISABILITY

ABSTRACT

A brain-computer interface (BCI) is a communication system that translates a brain signal (e.g. sensorimotor rhythms, evoked potentials) into a control signal and, therefore, constitutes an innovative communication alternative for people with severe motor disability (such as patients with amyotrophic lateral sclerosis). This project proposes the development of a BCI prototype based on the recording of P300 cognitive potentials using electroencephalography. The prototype uses a six-channel electroencephalograph to acquire the signals, and through a visual stimulation matrix containing the letters of the alphabet and icons associated to each one gives the user the possibility of writing words or elaborating messages with the icons. To process the signals (filtering and decimation, among other methods), the software BCI2000 and MATLAB 7.0 were used. The latter was used to program three different linear translation algorithms (linear discriminant analysis, least squares analysis and stepwise linear discriminant analysis), in order to translate the recorded evoked potentials into communication signals.

KEY WORDS: augmentative and alternative communication; motor disability; electroencephalography; brain computer interfaces (BCI); P300 evoked potential; signal processing.

DESENHO E CONSTRUÇÃO DE UM PROTÓTIPO DE INTERFACE CÉREBRO-COMPUTADOR PARA FACILITAR A COMUNICAÇÃO DE PESSOAS COM INCAPACIDADE MOTORA

RESUMO

Uma interface cérebro-computador (ICC) é um sistema de comunicação que permite gerar um sinal de controle a partir de sinais cerebrais como os ritmos sensorimotores e os potenciais evocados e, por conseguinte, constitui uma alternativa nova de comunicação para pessoas com incapacidade motora séria (como aquelas que padecem esclerose lateral amiotrófica, ELA). Este projeto propõe o desenvolvimento de um protótipo de ICC baseado no registro de potenciais evocados cognitivos P-300 mediante electroencefalografia. O protótipo desenvolvido há uso de um electroencefalógrafo de seis canais para a aquisição dos sinais, e por meio de uma matriz de estimulação visual que contém as letras do abecedário e ícones associados a elas permite que o usuário escreva palavras ou elabore mensagens com os ícones. Para processar os sinais (filtragem, dizimado, entre outros) se utilizaram os programas BCI2000 e MATLAB 7.0. Este último se empregou para programar três algoritmos lineais de translação (análise linear do discriminante, solução por mínimos quadrados e análise linear do discriminante passo a passo) que permitissem traduzir os potenciais evocados em sinais de comunicação.

PALAVRAS-CÓDIGO: comunicação aumentativa e alternativa; incapacidade motora; electroencefalografia; interface cérebro-computador (ICC); potencial evocado cognitivo P300; processamento de sinais.



1. INTRODUCCIÓN

El interés por el funcionamiento del cerebro humano se ha incrementado en forma considerable en las últimas décadas, debido a la complejidad de las funciones que realiza y a los adelantos logrados en los diferentes equipos de diagnóstico cerebral. Por muchos años, se especuló sobre el hecho de que la actividad electroencefalográfica y otras medidas electrofisiológicas de la función cerebral podían proveer un nuevo canal no muscular para el envío de información, mensajes o comandos al mundo externo [1-3].

Desde la publicación original de Hans Berger en 1970, el electroencefalograma (EEG) se ha utilizado para evaluar trastornos neurológicos en clínica y para investigar las funciones cerebrales desde el laboratorio. En todo este tiempo, los investigadores también han contemplado la idea de utilizar el EEG para descifrar pensamientos, más explícitamente, intentar que una persona pueda comunicarse con las demás o controlar un dispositivo, por medio de la medida directa de su actividad cerebral, sin la ayuda de canales normales como los nervios periféricos o los músculos [1, 2]. Aunque estas ideas pueden parecer ficción popular o fantasía, se ha encontrado que existen posibilidades para desarrollar métodos o dispositivos que permitan este tipo de interacción paciente-máquina a partir de las señales estudiadas, ya que numerosos estudios han demostrado la correlación entre las señales de EEG y el movimiento real o imaginado, y entre las señales de EEG y las tareas mentales [4]. Por otro lado, el crecimiento rápido y el desarrollo continuo de sistemas de *hardware* y *software* de bajo costo soportan el análisis multicanal en tiempo real (*online*) de EEG, lo cual permite apreciar el hecho de que una orden simple (como seleccionar entre un sí y un no) pueda ser configurada para servir de soporte a funciones complejas como mover una prótesis [1].

Derivadas de estas investigaciones aparecieron las interfaces cerebro-máquina (en inglés *brain-machine interfaces*, BMI), que incluyen las interfaces

cerebro-computador (en inglés *brain-computer interfaces*, BCI). Estos sistemas fueron desarrollados gracias a los avances logrados en las técnicas de electroencefalografía (EEG), electrooculografía (EOG) y electromiografía (EMG), que permitieron traducir las diferentes señales neuronales captadas en estudios clínicos y experimentales en respuestas motoras (como el control de prótesis y sillas de ruedas) o en mensajes [5, 6].

Para construir una BMI exitosa, es necesario superar diferentes obstáculos. Estos incluyen el desarrollo de un equipo robusto de grabación de las señales, algoritmos computacionales que actúen en tiempo real y permitan traducir las señales cerebrales en mensajes o acciones motoras, la introducción de algún método de realimentación para el sujeto y el desarrollo de prótesis u otro tipo de dispositivos que puedan ser controlados directamente por las señales cerebrales. Una vez logrados los objetivos mencionados, las BMI permitirán controlar prótesis novedosas, que podrán comportarse como un miembro normal y generar terapias alternativas para restaurar el control motor en pacientes con enfermedades motrices tales como esclerosis lateral amiotrófica, daños en la médula espinal, entre otras [7].

Desde hace varios años, distintos laboratorios han desarrollado sistemas de ICC [8-15] que permiten la comunicación y el control motor a personas con diferentes tipos de discapacidad. Sin embargo, un sistema típico de ICC generalmente se enfoca en un solo tipo de señal y una sola clase de discapacidad motora. En respuesta a este problema, el Instituto Wadsworth, ubicado en Albany, Estados Unidos, se ha encargado de la creación de un *software* multi-propósito denominado BCI2000 [16], que cuenta con cuatro bloques: registro de una o varias combinaciones de señales cerebrales, procesamiento de la señal, mecanismos de salida o aplicaciones y protocolos de operación. El BCI2000 es una herramienta que garantiza la buena operación y la experimentación de diferentes métodos o técnicas, con el objetivo de desarrollar un sistema de ICC adecuado según las necesidades [5].

De acuerdo con la revisión de la literatura que se realizó, en Latinoamérica pocos grupos se han enfocado en el estudio de las ICC. Entre ellos, se encuentra el grupo de investigación de la Universidad Nacional de Entre Ríos (Argentina), que construyó un prototipo de interfaz cerebro-computador basada en el potencial evocado P300 [10, 17]. En Colombia, según la revisión hecha, ningún laboratorio ha establecido una línea de investigación en el tema de las ICC, a pesar del alto número de personas con discapacidad motora que reporta el Departamento Administrativo Nacional de Estadísticas (DANE) [18]. Esta razón motiva a la comunidad científica del país a desarrollar estudios en esta área.

En este artículo, se presenta el desarrollo de un prototipo de interfaz cerebro-computador basado en mediciones electroencefalográficas de señales P-300, un tipo de potencial evocado asociado a la función cognitiva cerebral. Este prototipo está diseñado para pacientes con discapacidad motora y con problemas de comunicación. Mediante una matriz de estimulación visual que contiene las letras del abecedario, el dispositivo permite que el usuario escriba palabras. Para la adquisición y el procesamiento de las señales y los algoritmos de traslación, este dispositivo hace uso tanto del software BCI 2000, desarrollado en el Instituto Wadsworth, como del software MATLAB.

2. MATERIALES Y MÉTODOS

2.1 Materiales

Hardware: ocho electrodos de copa de oro, gel conductor, amplificadores operacionales (TL071, AD210, AD620), computador portátil (RAM de 2 GB, HD de 120 GB), tarjeta de adquisición de datos National Instruments, medidor de impedancia.

Software: MATLAB 7.0, BCI2000.

2.2 Métodos

2.2.1 Adquisición y acondicionamiento de la señal

La interfaz cerebro-computador construida se basa en el potencial evocado P300. Para adquirir esta señal, se diseñó y construyó un electroencefalógrafo de seis canales. En la figura 1, se muestra un diagrama de bloques de cada uno de los canales implementados.

El posicionamiento de los electrodos (que son de copa de oro, para minimizar el ruido) se hizo según el sistema internacional 10-20; los electrodos de tierra y referencia se ubicaron, respectivamente, en los mastoides izquierdo y derecho, y los electrodos

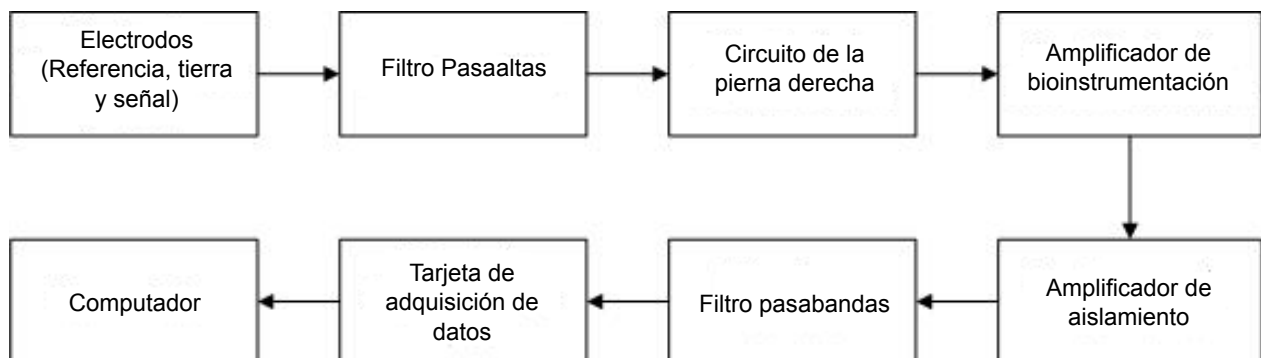


Figura 1. Diagrama de bloques de cada canal del electroencefalógrafo diseñado



“señal” se situaron en los puntos Fz, Cz, Pz, Oz, C3, y C4 [17]. Para medir la impedancia en la interfaz electrodo-cuero cabelludo, se construyó un medidor simple basado en un divisor de voltaje.

Se utilizaron dos geles para el posicionamiento de los electrodos: el TEN-20 (<http://www.biopac.com/Research.asp?Pid=4485&Main=Electrodes>) y la bentonita. Luego de posicionar los electrodos, se implementó un filtro pasaaltas pasivo de orden uno, con el único objetivo de eliminar el voltaje de continua existente entre los electrodos, que puede llegar a ser del orden de mV y ocasionar que, en las fases de amplificación previas al filtrado, se saturen los amplificadores y se pierda la señal.

Para minimizar el voltaje en modo común, se utilizó un electrodo de referencia, que se conectó a un circuito de la pierna derecha.

El filtro pasabandas implementado corresponde a un filtro activo de quinto orden, con una banda de paso de 0,3 Hz-15 Hz, con el fin de eliminar las señales de EEG localizadas en otras bandas de frecuencia y, al mismo tiempo, filtrar el ruido electromagnético de 60 Hz, la respiración del paciente, la actividad electrocardiográfica y alguna actividad electromiográfica presente.

Para llevar la señal adquirida al computador, se utilizó una tarjeta National Instruments de la marca MX y un ejecutable que estaba disponible en las contribuciones del BCI2000 y que permitía adquirir la señal a partir de dicha tarjeta (se utilizó una frecuencia de muestreo de 512 Hz), por puerto USB. Así, la señal podía ser visualizada en el software BCI2000 y guardada como archivo de datos (*.dat).

2.2.2 Procesamiento de la señal

Para procesar la señal obtenida por el electroencefalógrafo construido, se programó un algoritmo en forma de interfaz gráfica GUI (del inglés *graphical user interface*), en MATLAB 7.0. Se utilizó la función “load_bcidat”, que viene incluida en las herramientas de análisis off-line del BCI2000, para cargar los datos adquiridos. *Load_bcidat(files)*, donde files correspon-

de al archivo que contiene la información adquirida por los electrodos, entrega tres matrices: *signal*, *states* y *bciParams*. La primera, como su nombre lo indica, contiene la señal registrada en los seis canales, durante el tiempo del ensayo. La matriz de “*bciParams*” contiene los parámetros definidos antes de la prueba, por ejemplo, la frecuencia de muestreo, el tamaño de bloque, el *offset* y la ganancia de cada canal, entre otros. La matriz de “*states*” contiene dos vectores que serán de suma importancia para el procesamiento de las señales: *Stimuluscode* y *Stimulustype*. El primero es un vector que contiene la información sobre el inicio y la duración de la estimulación de cada uno de los íconos. Este vector está compuesto por números que representan el ícono que se ha estimulado y la duración de la estimulación (dicha numeración la realiza internamente el BCI2000). El segundo es un vector binario, que es igual a 1 cuando se está iluminando alguno de los íconos que se escogieron para entrenar al usuario (los que aparecen en la parte superior izquierda de la ventana de estimulación) e igual a 0 en el resto de los casos. Con estos dos vectores, se separan las señales en dos grupos: “Épocas con P-300” y “Épocas sin P-300”. Para graficar estas señales se construyó otra interfaz gráfica denominada “Análisis off-line P-300”.

La GUI construida para el procesamiento de las señales permite que el usuario seleccione la frecuencia de diezmado; el tamaño de la ventana de tiempo, es decir, el tamaño de la señal que va a tomar, después de la producción del estímulo visual, para analizar la presencia de P300; el número máximo de iteraciones que realizará el algoritmo de traslación (necesario sólo para el análisis lineal del discriminante paso a paso); el conjunto de canales que quiere que sea considerado; y, finalmente, un menú que le permite escoger entre aplicarle un filtro de media móvil a la señal o dejarla tal como se adquiere.

Las señales, ya separadas en “Épocas con P300” y “Épocas sin P300”, primero se filtran y luego se diezman. Para filtrarlas, se utiliza la función *filter* de MATLAB. Después de este filtro, se les aplica el de media móvil, si el usuario así lo ha escogido.

2.2.3 Algoritmos de traslación

Una vez filtrados y diezmados los dos grupos de señales (con P300 y sin P300), se genera un vector de marcas de clase llamado *Label*. $Label = 1$, en las posiciones correspondientes a las señales que tienen P300 y $Label = -1$, en las posiciones correspondientes a las señales que no lo tienen.

Se programaron tres algoritmos lineales de traslación: el discriminante lineal de Fisher FLD (del inglés *Fisher's linear discriminant*), la solución por mínimos cuadrados LS (del inglés *least squares*) y el análisis lineal del discriminante paso a paso SWLDA (del inglés *stepwise linear discriminant analysis*). Estos algoritmos se eligieron, ya que la programación de algoritmos lineales resulta menos compleja que la implementación de algoritmos no lineales. Además, este tipo de algoritmos no exige un gasto computacional alto, como las redes neuronales, por ejemplo, y ha mostrado clasificaciones realmente buenas, según las pruebas realizadas y el estado de la técnica [19].

Para programar los dos primeros algoritmos se diseñaron códigos en MATLAB 7.0, y para el tercero se utilizó la función *stepwisefit* del mismo software. Este último algoritmo tiene un valor agregado importante: permite seleccionar los canales que mejor realizaron la discriminación de las señales con P300.

2.2.4 Matriz de estimulación

En la ventana *Application* del BCI2000 se define toda la estrategia de estimulación para evocar el potencial cognitivo P300. En primera instancia, es necesario definir el tamaño de la matriz de estimulación. De acuerdo con el estudio de García y Gentiletti [20], el tamaño 4x3 (filasxcolumnas) arroja buenos porcentajes de clasificación con tiempos de estimulación menores que los de la matriz tradicional de 6x6 de Donchin *et al.* [8]. Por esa razón, se construyó una matriz de 4x3 (12 letras) (figura 2) que permitía la selección directa de acciones concretas de la vida cotidiana (comer, dormir, beber, salir a pasear, requerir medicinas, ir al baño o tomar una ducha, leer y escribir), sentimientos (feliz y triste), y además

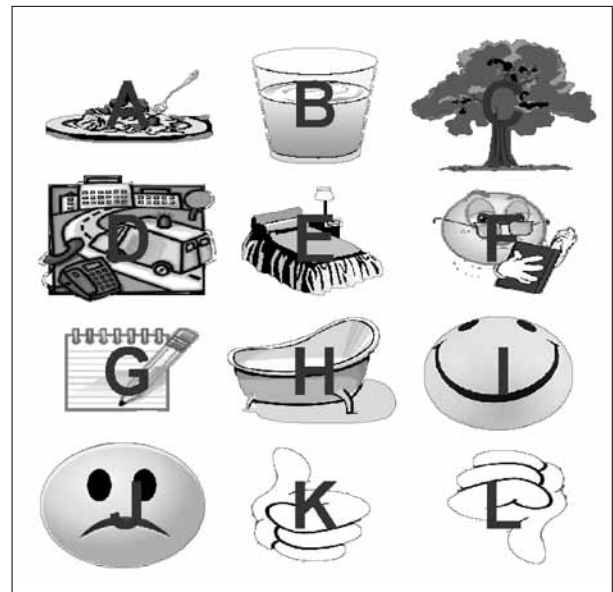


Figura 2. Matriz de estimulación de 4 filas x 3 columnas, donde se cuenta con letras e íconos asociados a cada posición. Estos íconos representan tareas cotidianas de una persona normal

incluía aseveraciones muy necesarias y simples para la comunicación (está bien, está mal). Por otro lado, permitía escribir palabras con las letras asociadas a cada ícono. De esta manera, el usuario bien podía elaborar mensajes con los íconos en cuestión o escribir palabras.

2.2.5 Procedimiento experimental

Para probar la interfaz cerebro-computador es necesario llevar a cabo los siguientes pasos:

Posicionamiento de electrodos. Medir la impedancia asociada a cada electrodo y asegurarse de que esté entre 5 k Ω y 10 k Ω ; si se sale de este rango, se deben retirar los electrodos y volverlos a poner.

Alimentación y ensamble del dispositivo. Conectar la tarjeta de adquisición de datos al electroencefalógrafo y al computador. Conexión de los electrodos al dispositivo.

Entrenamiento. Consiste en que al usuario se le pone a deletrear una palabra de un determinado



número de caracteres. El objetivo del entrenamiento es que el sistema aprenda a reconocer los potenciales P-300 del usuario en cuestión. En este caso, se hacían cuatro series de entrenamiento, cada una poniendo a la persona a deletrear una palabra de cuatro caracteres.

En nuestro sistema, cada letra (o ícono) se iluminaba 30 veces en total (15 veces la fila y 15 veces la columna). Las letras permanecían intensificadas por un período de 100 ms, y no intensificadas por un período de 300 ms.

Si el usuario quería seleccionar una letra determinada, debía contar cuántas veces se iluminaba. El hecho de contar hace que se genere un potencial evocado P-300. Por ejemplo, en la primera sesión de entrenamiento, a la persona se le ponía a deletrear la palabra IDEA. Cuando se iluminaba la I, el usuario debía contar las veces que lo hacía, pero cuando se iluminaba la B, por ejemplo, simplemente no las contaba. Así, se generaba un potencial P-300 inmediatamente después de que la I se iluminara, y ningún potencial de este tipo, después de que la B lo hacía.

Generación de pesos y prueba de deletreo libre.
Con los datos obtenidos a partir del entrenamiento y utilizando cualquiera de los algoritmos de traslación programados, se procedía a generar el vector de pesos. Este vector se cargaba en el BCI2000 y se procedía a la prueba de deletreo libre, es decir, el usuario seleccionaba la palabra que quería decir (o los íconos que representaban las acciones que quería comunicar), contando 30 veces cada uno de los caracteres. Se realizó una prueba de deletreo libre por sujeto.

2.2.6 Análisis estadístico

Para probar el prototipo construido, se tomó un grupo de cinco mujeres y cinco hombres (sin ninguna discapacidad motora), con edades comprendidas entre los 14 y 25 años. A cada persona

se le calculó el porcentaje de clasificación con cada uno de los algoritmos de traslación programados, con filtro de media móvil y sin filtro, respectivamente, con la matriz diseñada por los autores. Finalmente, para cada individuo se escogió el algoritmo que mejores resultados de clasificación arrojó para la prueba de deletreo libre.

3. RESULTADOS

El sistema de adquisición de la señal, que involucra gel para electrodos, electrodos de copa bañados en oro, amplificación y filtrado de la señal de EEG y adquisición por tarjeta de la National Instruments fue construido y acoplado correctamente. El electroencefalógrafo construido se muestra en la figura 3.



Figura 3. Electroencefalógrafo construido para la interfaz cerebro-computador

En la figura 4 se muestra la interfaz gráfica de procesamiento de señales y generación de pesos para las pruebas de deletreo libre. En la figura 5 se muestra la interfaz “Análisis off-line P-300”, que sirve para graficar las señales registradas.

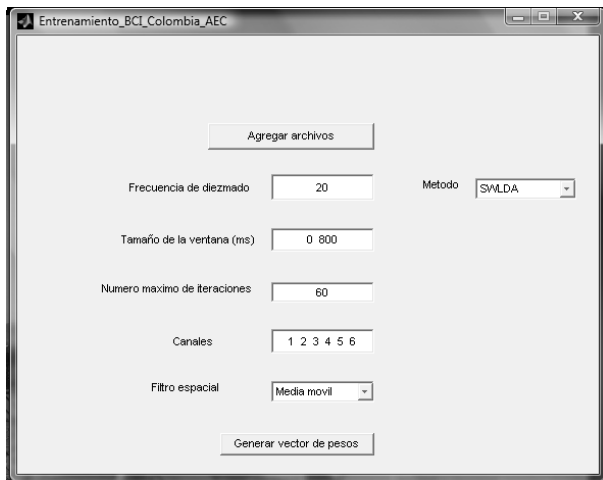


Figura 4. Interfaz gráfica para el procesamiento de las señales de entrenamiento y la generación de los vectores de pesos

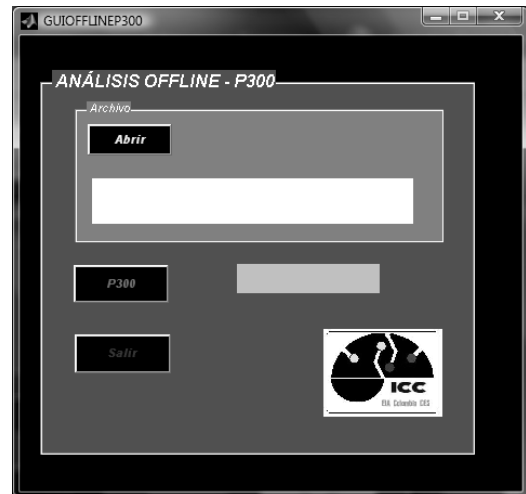


Figura 5. Interfaz gráfica para el análisis off-line de las señales. El botón P300 grafica las señales

En la tabla 1 se observan los porcentajes de clasificación obtenidos con los tres algoritmos de traslación programados, para los diez sujetos de prueba.

Tabla 1. Porcentajes de clasificación obtenidos para los diez sujetos de prueba, con los tres algoritmos de traslación programados

Sujeto	Sin filtro			Con filtro de media común		
	SWLDA	LDA	LS	SWLDA	LDA	LS
1 (mujer)	94	94	94	94	81	81
2 (mujer)	88	94	94	88	0	88
3 (hombre)	75	94	81	94	88	13
4 (hombre)	69	88	88	69	44	56
5 (mujer)	100	100	100	100	100	94
6 (hombre)	81,25	87,5	62,5	81,25	6,25	12,5
7 (mujer)	100	100	94	94	13	38
8 (mujer)	100	100	81	100	50	50
9 (hombre)	100	100	100	100	100	94
10 (hombre)	100	100	100	87.5	12.5	12.5
Promedio	90,725	95,75	89,45	90,775	49,475	53,9



En la figura 6 se muestran los porcentajes de aciertos obtenidos por cada uno de los sujetos en la prueba de deletreo libre. Para esta prueba se escogió el algoritmo que mejor porcentaje de clasificación arrojó. Cuando el usuario acertaba en la fila, pero no en la columna, o viceversa, se contaba como un acierto del 50 % en la letra determinada.

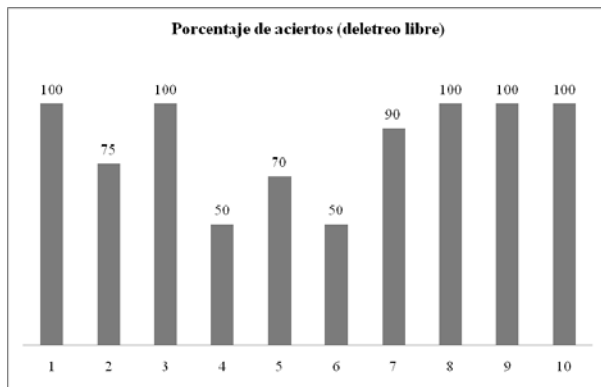


Figura 6. Porcentajes de aciertos obtenidos por los diez sujetos de prueba en deletreo libre

4. DISCUSIÓN

Para el desarrollo de electroencefalógrafos, es necesario tener mucho cuidado con el diseño de los circuitos, de modo que se asegure la protección del sujeto de prueba, mediante el uso de amplificadores de aislamiento, por ejemplo. Por otro lado, es importante tomar medidas para reducir la propagación del ruido, ya que la amplitud de las señales eléctricas cerebrales es del orden de μV . Por esa razón, se recomienda el diseño de tarjetas impresas con polígonos de tierra.

Cuando se registran potenciales eléctricos provenientes del cuerpo humano con electrodos de superficie, es necesario utilizar pastas conductoras que reduzcan la impedancia de la piel. Para garantizar la efectividad de una pasta determinada se recomienda medir la impedancia entre los electrodos. Para este propósito se pueden construir medidores de impedancia simples, como un divisor de voltaje.

Por economía, es mejor utilizar la bentonita en lugar del gel TEN-20, con el inconveniente de que la bentonita ensucia mucho el cuero cabelludo y no es muy agradable su manipulación. Sin embargo, funciona bastante bien para la adquisición de la señal: la impedancia medida entre los electrodos siempre se mantuvo entre 5 k Ω y 10 k Ω , para ambos tipos de gel.

Por otro lado, para asegurar una conducción adecuada de las señales es necesario posicionar adecuadamente los electrodos y adherirlos por completo a la superficie; si la pasta no garantiza una adherencia completa, se recomienda el uso de cintas adhesivas como esparadrapo. Otro factor importante para tener en cuenta es que la efectividad de la pasta conductora se reduce con el tiempo; por esa razón, por lo general, ocurre que las señales registradas al comienzo de las pruebas son de mejor calidad que las adquiridas al final.

Es importante tener en cuenta que, aunque el deseo es obtener un pico alrededor de los 300 ms, que ilustre el P300, en ocasiones no es así, y esto se debe a que cada una de las personas desarrolla un P300 dependiendo del nivel de concentración y de los factores que ocurran el día de la adquisición. Por lo tanto, lo realmente importante es que el clasificador pueda encontrar un patrón característico de la señal del sujeto, ya sea en los 300 ms, en los 500 ms o en otro instante, que esté comprendido dentro de los 1000 ms después del estímulo.

Dado que el manejo de una interfaz cerebro-computador requiere un alto grado de concentración por parte del usuario, es importante que éste se mantenga en una posición cómoda. Por esta razón, se sugiere el uso de sillas acolchonadas e idealmente con descansapiés.

Los tiempos de duración de cada estímulo visual y los espacios interestímulo deben adecuarse de acuerdo con el usuario, de modo que pueda identificar sin dificultad cuándo se produce una estimulación. Además, los íconos deben tener un tamaño proporcionado y una distribución óptima en la pantalla del computador. Si se cuenta con un

computador de poca memoria RAM, se sugiere usar dos equipos: uno para la adquisición de las señales provenientes del electroencefalógrafo, mediante la tarjeta de adquisición, y otro para la estimulación visual y la puesta en marcha de los algoritmos de procesamiento y traslación.

Si se utiliza un computador portátil para la adquisición de las señales, se sugiere mantenerlo conectado a la red de alimentación, pues la potencia proporcionada por la batería puede resultar insuficiente para adquirir las señales sin distorsión.

Para asegurar eficiencia computacional, se recomienda introducir procesos de diezmado, ya que la cantidad de datos que entrega un registro electroencefalográfico es muy alta y puede resultar, incluso, redundante [10].

Los porcentajes de clasificación, aunque sólo significan factores de predicción, cuando están por encima del 70 %, reflejan que los datos adquiridos durante el entrenamiento presentaron características semejantes y que el sujeto tiene un patrón característico.

En la tabla 1, se observa que en uno de los casos se obtuvo un porcentaje de clasificación del 0 % con el LDA, y tanto con este como con el algoritmo de mínimos cuadrados se obtuvieron otros porcentajes muy bajos de clasificación (6,25, 12,5 y 13 %). Esto se debe ante todo a que estos algoritmos no seleccionan los canales que efectivamente realizan una buena discriminación de las señales, lo que hace que, en muchos casos, lleguen a encontrarse con matrices no invertibles o con números de condición indeseados. Contrariamente, con el SWLDA se elimina este tipo de problemas. Por esa razón, se sugiere programar algoritmos que realicen una selección de canales previa al cálculo de los vectores de pesos.

5. CONCLUSIONES

Se logró construir una interfaz cerebro-computador tipo comunicador basada en el potencial evocado cognitivo P-300. El sistema de adquisición

desarrollado, es decir, el electroencefalógrafo de seis canales funcionó de acuerdo con lo esperado, como lo evidencian los resultados obtenidos. Esto sugiere que este sistema puede ser utilizado para el desarrollo de nuevas aplicaciones relacionadas con el tema de las interfaces cerebro-computador, por ejemplo, interfaces basadas en otro tipo de señales cerebrales, como los ritmos sensorimotrices.

El algoritmo de procesamiento desarrollado en MATLAB también arrojó resultados muy positivos, como se observó en la sección 3. Sin embargo, es importante tener en cuenta que el procesamiento que se haga depende de los algoritmos de clasificación que vayan a utilizarse.

A partir de los resultados presentados en la figura 6, se puede concluir que los algoritmos de traslación programados (análisis lineal del discriminante, discriminante lineal de Fisher y análisis lineal del discriminante paso a paso) permitieron un entrenamiento adecuado del sistema, ya que los aciertos siempre estuvieron por encima del 50% para diez sujetos sanos. Resta probar el sistema con personas que padezcan alguna de las enfermedades motoras mencionadas, para validar la efectividad real del prototipo construido.

Es importante resaltar que este es un primer acercamiento al mundo de las interfaces cerebro-computador y que las aplicaciones que pueden resultar a partir de esta iniciativa son muchas. Una idea sería integrar las ICC con el área de la biomecánica para manipular una prótesis o una silla de ruedas.

Quedan muchos potenciales evocados por descubrir y otras señales electroencefalográficas para aprovechar, de manera que las investigaciones en el futuro deberán incluirlas, con el fin de fijar la que presente mayor nivel de efectividad en la manipulación de la interfaz. Esto último dependerá siempre del paciente objetivo, sus expectativas y las posibles aplicaciones que desee controlar "mágicamente" con su cerebro.



AGRADECIMIENTOS

Los autores agradecen a la Escuela de Ingeniería de Antioquia, a la Universidad CES, a Gabriel Gentiletti, miembro del grupo de investigación en interfaces cerebro-computador de la Universidad Nacional de Entre Ríos (Argentina) y al Instituto Wadsworth (Albany, NY, EE. UU.).

REFERENCIAS

- [1] Wolpaw, J.; Birbaumer, N.; McFarland, D.; Pfurtscheller, G. and Vaughan, T. "Brain-computer interfaces for communication and control". *Clinical Neurophysiology* 113, 2002, 767-791.
- [2] Wolpaw, J. R.; Birbaumer, N.; Heetderks, W. J.; McFarland, D.; Peckham, P. H.; Schalk, G.; Donchin, E.; Quatrano, L. A.; Robinson, C. J. and Vaughan, T. M. "Brain computer interface technology: a review of the first international meeting". *IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering*, vol. 8, No. 2, pp. 164-173, June 2008.
- [3] Vidal, J. J. "Real-time detection of brain events in EEG". *Proceedings of the IEEE*, vol. 65, No. 5, 633-641, May 1977.
- [4] Mason, S. G. and Birch, G. E. "A brain-controlled switch for asynchronous control applications". *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 47, No. 10, 1297-1307. Oct. 2000.
- [5] Moxon, K. A. *Neurorobotics*. In: *Neural engineering*. Kluwer Academic Publishers, 2005, pp. 123-155.
- [6] Moor, M. M. "Real-world applications for brain-computer interface technology". *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, vol. 11, No. 2, June 2003.
- [7] Kandel, E.; Schwartz, J. y Jessel, T. M. *Principios de neurociencia*. McGraw-Hill (2001), 4^a ed., pp. 7-14, 21-22, 317-336.
- [8] Farwell, L. A. and Donchin, E. "Talking off the top of your head: toward a mental prosthesis utilizing event-related brain potentials". *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology* 70: 510-523, 1988.
- [9] Schalk, G.; McFarland, D.; Hinterberger, T.; Birbaumer, N. and Wolpaw, J. "BCI2000: a general purpose brain computer interface (BCI) system". *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 51(6), June 2004.
- [10] Gentiletti, G.; Gebhart, G.; Richard, M.; García, E.; Acevedo, R. and Medina, V. *Robotics simulation platform of BCI application: a wheelchair driving example using P300 paradigm*. 4th International Brain-Computer Interface Workshop and Training Course. Graz University of Technology, Austria, 2008.
- [11] Santana-Vargas, A. D.; Pérez, M. L. y Strosky-Solís, F. "Comunicación basada en el componente P300 de los potenciales relacionados con eventos: propuesta de una matriz con imágenes". *Revista de Neurología* 43 (11): 653-658, 2006.
- [12] Trejo, L. J.; Rosipal, R. and Matthews, B. "Brain-computer interfaces for 1-D and 2-D cursor control: designs using volitional control of the EEG spectrum or steady-state visual evoked potentials". *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, vol. 14, No. 2, June 2006.
- [13] Blankertz, B.; Dornhege, G.; Krauledat, M.; Müller, K. R.; Kunzmann, V.; Losch, F. and Curio, G. "The Berlin brain-computer interface: EEG-based communication without subject training". *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, vol. 14, No. 2, pp. 147-152, June 2006.
- [14] Guger, C.; Schlögl, A.; Neuper, C.; Walterspacher, D.; Strein, T. and Pfurtscheller, G. "Rapid prototyping of an EEG-based brain computer interface (BCI)". *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, vol. 9, No. 1, March 2001.
- [15] Piccini, L.; Parini, S.; Maggi, L. and Andreoni, G. *A wearable home BCI system: preliminary results with SS-VEP protocol*. Proceedings of the 2005 IEEE Engineering in Medicine and Biology 27th Annual Conference. Shanghai, China, September 1-4, 2005.
- [16] Blankertz, B. Documentation second Wadsworth BCI dataset (P300 evoked potentials) data acquired using BCI2000 P300 Speller Paradigm. BCI Classification Contest November 2002. Available on Internet: <http://www.bci2000.org>
- [17] Richard, M. y Gentiletti, G. Plataforma experimental de interfaz cerebro computadora orientada al control de silla de ruedas. CLAIB 2007, IFMBE Proceedings 18, 1127-1130, 2007.
- [18] Departamento Administrativo Nacional de Estadística (DANE). *Discapacidad, total nacional*. Bogotá, Colombia. 2007. http://www.dane.gov.co/index.php?option=com_content&task=category§ionid=16&id=159&Itemid=342.
- [19] Krusienski, D. J.; Sellers, E. W.; McFarland, D. J.; Vaughan, T.M. and Wolpaw, J. R. Toward enhanced P300 speller performance. *Elsevier Journal of Neuroscience Methods*, vol. 167, No. 1, pp. 15-21, Jan. 2008.
- [20] García, E. y Gentiletti, G. Interfaz cerebro computadora (ICC) basada en el potencial relacionado con eventos P300: análisis del efecto de la dimensión de la matriz de estimulación sobre su desempeño. *Revista Ingeniería Biomédica*, vol. 2, No. 4 (dic. 2008), pp. 26-33.