

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

Eliana García Cossio^{1, ψ}, Gerardo Gabriel Gentiletti²

¹Programa de Ingeniería Biomédica, Escuela de Ingeniería de Antioquia-Universidad CES, Colombia

²Facultad de Ingeniería, Universidad Nacional de Entre Ríos, Argentina

Recibido 23 de julio de 2008. Aceptado 9 de octubre de 2008

Resumen— Una interfaz cerebro computadora (ICC) es un dispositivo que ayuda a personas con deficiencias motoras severas, al permitir la realización de una comunicación externa a partir de la actividad eléctrica del cerebro sin la asistencia de los nervios periféricos o de la actividad muscular, prometiendo además una mejora en la calidad de vida de los pacientes. En este proyecto se utilizó un sistema ICC basado en el paradigma P300, desarrollado en la Universidad Nacional de Entre Ríos. El sistema cuenta con un sistema no invasivo de adquisición de electroencefalograma, un amplificador Grass, el software BCI2000 y el paquete de simulación robótica Marilou. Adicionalmente, el sistema permite evaluar la aplicación de dicha ICC en el control de una silla de ruedas autopropulsada e inteligente. La presentación de estímulos para la generación del P300 se llevó a cabo con matrices de íconos que codifican las instrucciones de comandos o direcciones para la silla de ruedas. En el presente trabajo se probaron dos matrices con diferentes dimensiones y distribuciones, la primera de 4x5 y la segunda de 4x3. Se analizaron los porcentajes de clasificación que éstas arrojaron con el método de regresión SWLDA, donde se concluyó que la matriz de 4x3 presentaba mayores porcentajes de clasificación que la matriz 4x5. Las implicaciones con respecto al control de la silla se vislumbran como mayor confort y exactitud en el sistema inteligente.

Palabras clave— Interfaz cerebro computadora, Potencial relacionado a eventos P300, Silla de ruedas, Tamaño de matrices de estimulación.

Abstract— A brain computer interface BCI is a device that helps people with severe motor disabilities. It allows an external communication through the electrical activity of the brain without the assistance of the peripheral nerves or muscle activity. This project used a BCI system, based on P300 paradigm which was developed at Universidad Nacional de Entre Ríos. The system includes an EEG signal acquisition system that use external electrodes, a Grass amplifier, the BCI2000 software, and the Marilou robotic simulation tool. Additionally, the system allows the evaluation of the BCI application to control the movement of an intelligent and self-propelled wheelchair. The presentation of icons, which codified the instructions to command the wheelchair movements, was developed, in order to generate the stimulus for P300 generation. Two matrix with different size and distribution (4x5 and 4x3, row x column) were tested. We analyzed the percentage of classification obtained after the application of the regression method SWLDA, and we found that the major classification percentage was achieved with the 4x3 matrix. This study reveals that this process could be faster and more comfortable for the user. And finally the subject decisions will have more correlation between the results of the system and his real desire.

Keywords— Brain computer interface, Event related potential P300, Wheelchair, Stimulation matrix size.

I. INTRODUCCIÓN

Una interfaz cerebro computadora (ICC, o BCI, del inglés *brain-computer interface*) es un dispositivo que permite establecer una comunicación con el mundo externo a partir de la actividad eléctrica cerebral sin la ayuda de los nervios periféricos o de la actividad motora. En especial, promete ser de gran ayuda a aquellas personas que sufren de discapacidades motoras severas (p.ej. esclerosis lateral amiotrófica), por ejemplo para el control y manejo de una silla de ruedas eléctrica. Además, estos sistemas prometen una mejor calidad de vida para estas personas en la medida que brindan un grado mayor de independencia para el sujeto.

Las señales provenientes de la actividad neuronal pueden ser adquiridas invasivamente a partir de la electrocorticografía o de manera no invasiva mediante electroencefalografía. En este último caso, dichas señales son adquiridas directamente del cuero cabelludo; es importante tener en cuenta que su registro no representa la actividad de una sola neurona sino que constituye una suma general de la actividad de las neuronas aledañas a la región en la cual se está llevando a cabo esta adquisición [1-2]. La electroencefalografía permite, entonces el registro de la actividad eléctrica de distintas áreas cerebrales a partir del posicionamiento de electrodos externos sobre el cuero cabelludo, y se caracteriza por su alta resolución temporal y baja resolución espacial. Esta carencia, en algunos casos, se puede resolver con el aumento del número de electrodos, con el fin de cubrir una mayor área cortical y obtener una información más completa de la actividad global del cerebro. Es importante aclarar que, después de realizar la adquisición de las señales de electroencefalograma (EEG), esta información se procesa, interpreta y se asocia a intenciones voluntarias del sujeto para ser utilizadas como señales de comando para el control de la silla de ruedas, prótesis, comunicadores, entre otras aplicaciones importantes.

Con respecto a las interfaces cerebro-computadora, se puede decir que existen múltiples paradigmas que han marcado las líneas de investigación de los diversos laboratorios que alrededor del mundo han abordado esta problemática. Los más importantes se enmarcan en: potenciales relacionados con eventos (PRE) en particular haciendo uso del complejo P300, eventos de sincronización y desincronización relacionada a eventos (SRP y DRP, respectivamente), potenciales evocados visuales y potenciales lentos corticales [3].

En el caso del P300, dando una definición estricta: un estímulo visual, auditivo o somatosensorial, infrecuente o particularmente significativo, combinado con un estímulo frecuente o rutinario, típicamente evocan un pico positivo

cercano a los 300 ms sobre la corteza parietal en el EEG. [3-4]. De ahí su nombre del P300, un potencial positivo aproximadamente en el milisegundo 300.

Por otro lado, se piensa que la misma onda P300 está compuesta por dos ondas secundarias conocidas como “señales P3a y P3b”. Estos componentes responden individualmente a diferentes estímulos y se ha sugerido que la onda P3a se origina en los mecanismos de atención frontal dirigidos por estímulo durante el procesamiento de tareas, mientras que la P3b se origina en la actividad parietal-temporal asociada con la atención y parece estar relacionada con el consiguiente procesamiento en la memoria [5].

Con respecto a la adquisición de la señal, se ha demostrado que el EEG se adquiere con más fuerza en torno a los electrodos parietales, sin embargo, se ha sugerido que existen interacciones entre las regiones frontales y temporales, así como con algunos lugares del encéfalo profundo [6]. Lo anterior reafirma la teoría [5] y da luces sobre dónde realizar una mejor adquisición del P300.

El P300 es un PRE (potencial relacionado a eventos) endógenos y ocurre particularmente durante la aplicación del paradigma “oddball” [2,7]. En este paradigma al sujeto se le presentan estímulos que pueden ser categorizados en dos clases. Los eventos de una de las dos categorías aparecen aleatoriamente como estímulos en una matriz de 6x6 que se presenta en un monitor, de tal forma que el sujeto no pueda predecirlos. Se presenta al sujeto una tarea que está sujeta a esta clasificación dual. Cuando un evento de la categoría extraña es mostrado en pantalla, se obtiene un componente P300, el cual es una onda larga positiva que ocurre unos 300 ms después del estímulo [8]. Una de las grandes ventajas que tiene el uso de este potencial evocado es que el sujeto no requiere un entrenamiento previo, lo cual le brinda al sistema una mayor flexibilidad en su uso y abre las puertas para que un sinnúmero de personas que requieran su uso no tengan que invertir tiempo para realizar extensas jornadas de entrenamiento.

Richard *et al.*, en el Laboratorio LIRINS de la Universidad Nacional de Entre Ríos, desarrollaron un sistema de interfaz cerebro-máquina basado en el paradigma P300 [9]. Consta de una etapa de adquisición a partir de señales electroencefalográficas, un sistema de precondicionamiento, una tarjeta de conversión A/D, un software de registro, estimulación y procesamiento en línea (BCI2000) y finalmente una plataforma de simulación en tiempo real de una silla de ruedas. La matriz de estimulación que utilizaron fue una modificación de la presentada por Donchin [7]. El tamaño de la matriz es 4x5 y para la estimulación, en vez de utilizar caracteres,

se implementaron iconos (gráficos). El rango de corte para los filtros implementados fue de 0,5 Hz a 15 Hz, para el filtro pasa-altas y pasa-bajas, respectivamente. La plataforma de simulación fue luego mejorada con el uso de un nuevo software de simulación, el simulador de robótica Marilou, el cual ofrece una completa capacidad de simulación, abarcando desde aspectos dinámicos, detección de colisiones y modelos de actuadores y sensores. Con base en el simulador se construyó un nuevo modelo de silla y se optimizó la interacción con el medio del sujeto. También se introdujeron modificaciones en los comandos de control (iconos de pantalla de estimulación) [10]. Sin embargo, varias características de la matriz de estimulación seleccionada en los trabajos mencionados merecen más investigaciones, y una de importantes implicaciones es su dimensión.

En el 2003, Allison y Pineda encontraron que existía una correspondencia directa entre el tamaño de la matriz de estimulación y la amplitud del P300, con lo cual concluyeron que cuanto menor fuese la probabilidad de elección de un icono en la matriz de estimulación mayor era la amplitud del P300 [11].

En el 2006, Sellers *et al.* hallaron en su investigación que una matriz de 3x3 permitía un mejor nivel de clasificación que una de 6x6. Además concluyeron que la manipulación de la probabilidad relacionada a cada icono o blanco no involucraba el éxito o no en la exactitud del clasificador [12].

Con base en los trabajos mencionados, se planteó la búsqueda de evaluar alternativas al número de iconos presentes en la matriz de estímulos utilizada para el control de la silla propuesto por Gentiletti *et al.*, con el fin de optimizar el desempeño en la elección de los comandos [10].

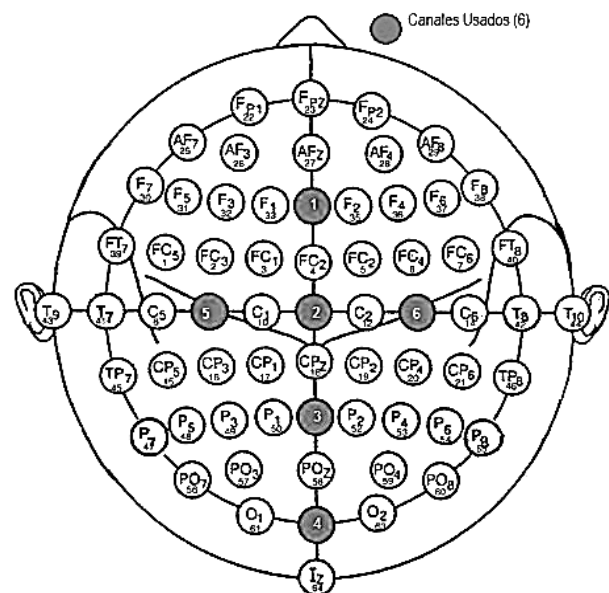
Este trabajo tiene como objetivo realizar un estudio de comparación entre una matriz de estímulos de dimensiones de 4x5 y una de 4x3 (renglones x columnas), teniendo en cuenta el porcentaje de aciertos de clasificación y amplitud de las respuestas P300 generadas por cada una de ellas. Los tamaños de las matrices fueron elegidos de esta manera al considerar el de 4x5 de la investigación anterior y el de 4x3, que corresponde a una matriz con menor número de iconos en total, pero que no es drástico en la reducción de su tamaño. Lo anterior con el fin de realizar un proceso que no impacte significativamente los resultados esperados de la investigación.

II. MATERIALES Y MÉTODOS

Adquisición de la señal y procesamiento

Se registraron seis canales de EEG a partir de electrodos de copa recubiertos de oro posicionados según

el sistema estándar internacional 10-20 sobre los puntos Fz, Cz, Pz, Oz, C3 y C4 con el mastoide derecho ligado al electrodo de referencia y el mastoide izquierdo a tierra (Fig. 1). La impedancia de los electrodos se mantuvo por debajo de los 5 K Ω . La frecuencia de muestreo fue de 1024 muestras por segundo. Se empleó el bioamplificador Grass (8-18-36) a partir del cual se filtró la señal proveniente de los electrodos entre 0,5 y 15 Hz. Se utilizó la tarjeta de adquisición DT9816 (data translation) con conversión a 16 bits y conexión a puerto USB. El software BCI2000 v.2.0 se empleó tanto para la adquisición y visualización en pantalla de la señal como para su procesamiento y la presentación de estímulos al sujeto. Fue necesario utilizar el módulo de adquisición DT2000 adaptado para DT9816 [9], además de las aplicaciones P3SignalProcessing y P3Speller del BCI2000.



de Farwell y Donchin). A los sujetos se le permitieron cortos periodos de descanso entre cada una de las pruebas.

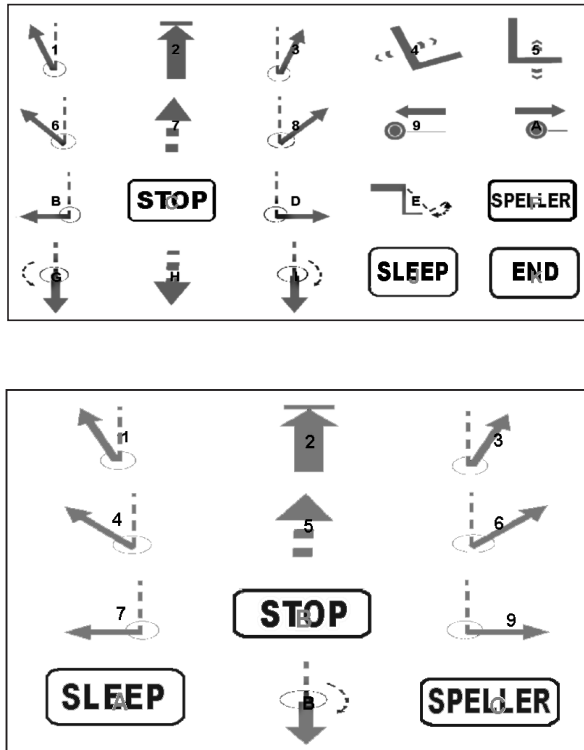


Fig. 2. Las dos matrices de estímulos utilizados: en la parte superior, matriz I de 4x5 y en la parte inferior, matriz II de 4x3. Para cada matriz los tiempos de estimulación fueron los mismos.

Previo al estudio se explicaron las condiciones a cada sujeto y el objetivo del entrenamiento. Además, dado que los movimientos de los párpados, de los ojos o de cualquier parte del cuerpo generan ruido proveniente de fuentes no deseadas (p.ej. EOG (electro-oculografía), EMG (electromiografía)), a los sujetos también se les solicitó permanecer lo más quietos y concentrados que les fuera posible.

Al sujeto se le pidió fijar su atención en la pantalla de estimulación, donde en primera instancia se le presentaron estímulos usando la matriz I. Después de dicho ensayo, se le presentó la matriz II, y así sucesivamente de manera intercalada, hasta completar los ocho ensayos. La estimulación consistió en un barrido de las matrices por columnas y filas, donde los iconos de cada una de estas cambiaban de amarillo a negro y las letras respectivas, de gris a azul. A los sujetos se les pidió realizar la tarea mental de contar el número de destellos (donde un destello se considera como el paso de un número o letra de color gris a color azul) específicos al icono de interés, con el fin de mantener un estado de concentración adecuado. La secuencia de iconos de entrenamiento sobre los cuales el sujeto se debía fijar (icono blanco) fue memorizada por el sujeto previo al comienzo de la estimulación. Además

para prevenir un olvido de ellos, todos estos aparecían en la pantalla de estimulación en la esquina superior izquierda y el icono blanco correspondiente era puesto al final de esta secuencia entre paréntesis (Fig. 3).

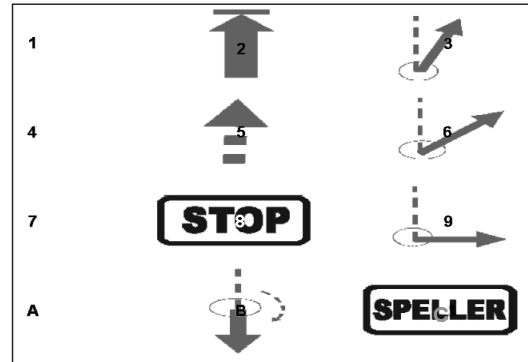


Fig. 3. Muestra de los estímulos por filas y columnas. Se observa que los iconos desaparecen (se tornan negros) y las letras o números respectivos de cada uno de ellos se iluminan. En la esquina superior izquierda, se puede apreciar un ejemplo de secuencia de códigos de iconos, y entre paréntesis el número 1, que es el icono blanco para la secuencia de estimulación. De esta manera se continúa con los iconos, 4, 9 y finalmente la C (en orden de izquierda a derecha).

Los tiempos de estimulación de ambas matrices fueron de 93,25 ms para el período de estimulación; 0,5 s para el período presecuencia; 2 s para el período postsecuencia y el período entre estímulos fue aleatoriamente variable entre 187,5 ms y 281,25 ms. El número de repeticiones fue fijado en 15, con lo cual la presentación completa de todos los estímulos para los cuatro iconos tomó 190 segundos para la matriz I y 150 segundos para la matriz II.

Análisis del componente P300 en las señales registradas

Después de dichos registros, las señales fueron sometidas a un análisis en el dominio del tiempo a partir de la aplicación Offline Analyzer (herramienta del BCI2000), con el fin de observar si el potencial evocado P300 se presentaba en ellas o no. Finalmente, para cada matriz y cada uno de los sujetos, se calculó un promedio de las respuestas P300 obtenidas, con el fin de enriquecer el análisis comparativo entre los dos tipos de estimulaciones. En este análisis no era posible conocer en qué fila y en qué columna ocurría el estímulo, sin embargo, se sabe que si en el promedio la respuesta es positiva para un P300, es porque en la mayoría de los iconos (ubicados en la fila y la columna determinadas por el programador del paradigma) se generó el potencial diana.

Estimación del desempeño

Se utilizó la aplicación del P300 GUI (contribución del BCI2000) [13], en la cual está implementado el algoritmo Step Wise Linear Discriminant Analyzer (SWLDA) para determinar los coeficientes de clasificación deseados [14].

Esta técnica de clasificación ha demostrado ser eficiente y estable. SWLDA provee un vector espacio temporal de coeficientes (canales por muestra) que puede implementarse fácilmente en el procesamiento en línea [2,7,13,15-17].

SWLDA busca la función discriminante óptima agregando características (en este caso, canales por elementos de tiempo) a una ecuación lineal en una forma gradual sobre la base de características que revelan la mayor cantidad de varianza explicada [12].

Para este análisis fue necesario definir ciertos parámetros que aparecían como indispensables en la P300 GUI para llevar a cabo la clasificación. Dichos parámetros se definieron como: método de regresión, SWLDA; ventana de respuesta, de 0 a 800 ms; porcentaje de muestreo aleatorio; en 100% para usar todos los datos en el entrenamiento; filtro espacial, se emplearon las dos opciones, RAW (sin filtro aplicado) y CAR (Common Average Reference); “decimación” frecuencial, en 128 Hz; máximo modelo de características, en 60; número de canales para tener en cuenta, del 1 al 6.

Para estimar el desempeño de clasificación (porcentaje de aciertos), se seleccionaron los registros de cada una de las matrices para cada sujeto de la siguiente manera: tres registros para entrenamiento del clasificador y un registro para realizar la prueba aplicando el clasificador entrenado (también realizado con la P300 GUI). De esta manera se procedió a realizar una validación cruzada de cuatro vías, repitiendo el proceso de tanteo, variando la partición de los conjuntos en las cuatro opciones posibles.

El proceso de validación cruzada de cuatro vías se lleva a cabo haciendo uso de los cuatro registros que se le realizaron a cada paciente. En primera instancia se agrupan 3 de estos registros con el fin de generar unos pesos determinados (“*entradas de entrenamiento*”). Seguido a esto, con el registro sobrante, se realizaba una prueba de los pesos (“*entrada de testeo*”) y del porcentaje real de clasificación de este último. De esta manera se procedió con todos los registros y con las opciones posibles de combinación que arrojaron. Al final se realizó el promedio

de los porcentajes de clasificación sobre las entradas para la prueba con el fin de determinar un valor último de clasificación.

III. RESULTADOS

Para el análisis de los resultados se tuvieron en cuenta las combinaciones de datos, características y parámetros que se modificaron. En primer lugar se procedió a observar la variación de la amplitud del P300 con cada matriz para todos los sujetos, esto con el fin de observar el efecto producido por el cambio del tamaño de las matrices.

En segundo lugar, gracias al análisis anterior, se analizó la actividad general de todos los canales para establecer qué región cerebral evocó con mayor intensidad este potencial.

En tercer lugar, teniendo en cuenta la aplicación de clasificadores, se observaron los porcentajes de exactitud que arrojaron cada una de las matrices del entrenamiento realizado con la aplicación del CAR o sin ella.

Finalmente, se hizo una comparación entre los porcentajes de exactitud del análisis anterior y la variación en el número de épocas de los experimentos, para evaluar la relación entre la cantidad de datos para entrenar los pesos y el tiempo de estimulación del sujeto.

Amplitud del P300 al estímulo

Después de procesar los registros de los sujetos para cada una de las matrices de estimulación con la herramienta Offline Analysis, se pudo observar que en casi todos se presentaba la respuesta P300 esperada. Luego se procedió a calcular un gran promedio con todas las señales (épocas) que contenían la respuesta P300 (épocas correspondientes a estímulos sobre los iconos blanco) de los 4 registros de cada sujeto y para cada matriz. Así, para dichos promedios, se pudo caracterizar una onda positiva alrededor de los 300 a 400 ms, la cual variaba entre sujetos y matrices de estimulación. Al realizar el análisis del r^2 , se observó un pico sobre el rango de tiempo mencionado, dando cuenta de la presencia eminente del potencial evocado. En la Fig. 4, se puede ver una respuesta característica del P300.

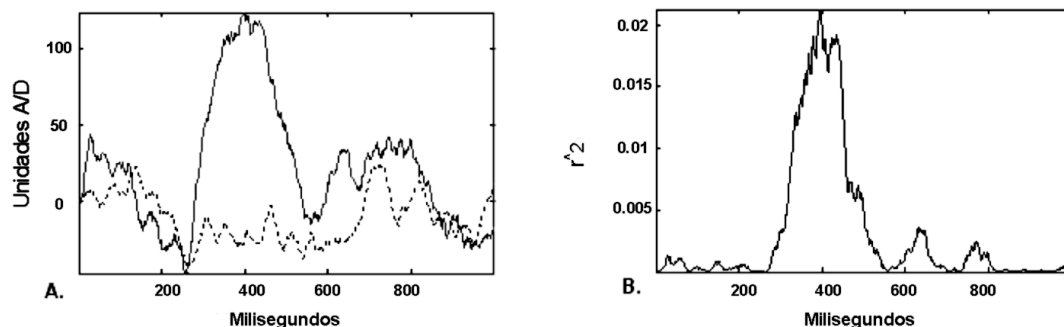


Fig. 4. Una respuesta característica del P300 del sujeto 5 a la matriz II. A) sobre los 400 ms se ve claramente una onda positiva (línea continua) que se destaca por su amplitud y retardo, además también se aprecia la onda de respuesta que no incluía el estímulo blanco (línea punteada). B) se observa un pico sobresaliente sobre los 400 ms. Para la medida del r^2 se indica la distancia entre la onda de respuesta al estímulo blanco y la onda normal.

El punto principal de análisis para esta etapa fue la amplitud del P300 con respecto a la línea base (cero).

De esta manera se obtuvieron los datos presentados en la Fig. 5.

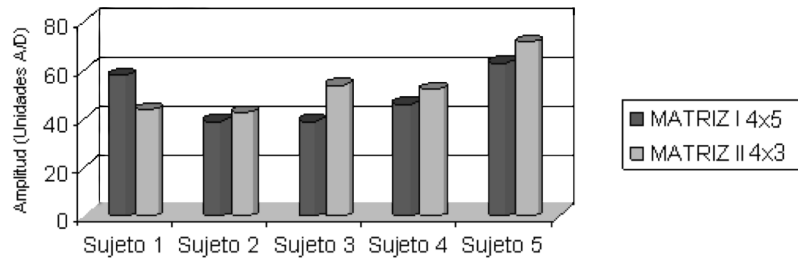


Fig. 5. Promedio de la amplitud de las señales de P300 de todos los canales para cada uno de los sujetos de prueba.

La amplitud promedio del P300 fue mayor en la matriz II de 4x3 que en la matriz I de 4x5 para los sujetos 2, 3, 4 y 5; con excepción del sujeto 1, donde ocurrió todo lo contrario. Esto indica que la matriz II, con respecto a la amplitud de la respuesta que generó, fue más efectiva que la matriz I en un porcentaje del 7,8%; 27,62%; 11,71% y 12,1%, para los sujetos 2, 3, 4 y 5, respectivamente.

El canal 1 y 2 presentaron mayor amplitud en el P300, en los demás canales, aunque mostraban actividad, no era tan intensa con respecto a estos dos (Fig. 6). En el canal 4, específicamente, se observó actividad negativa, esto debido a que la medida de la amplitud del pico del P300 se hizo con respecto a la línea base. Sin embargo, este tipo de actividad también es considerada dentro del P300, ya que la onda característica de este potencial en ocasiones toma un pico descendente (con valores negativos) seguido de un ascenso hasta valores positivos.

Actividad en cada canal

Se hizo un promedio de la amplitud que se obtenía por canal y por matriz de estimulación para todos los sujetos.

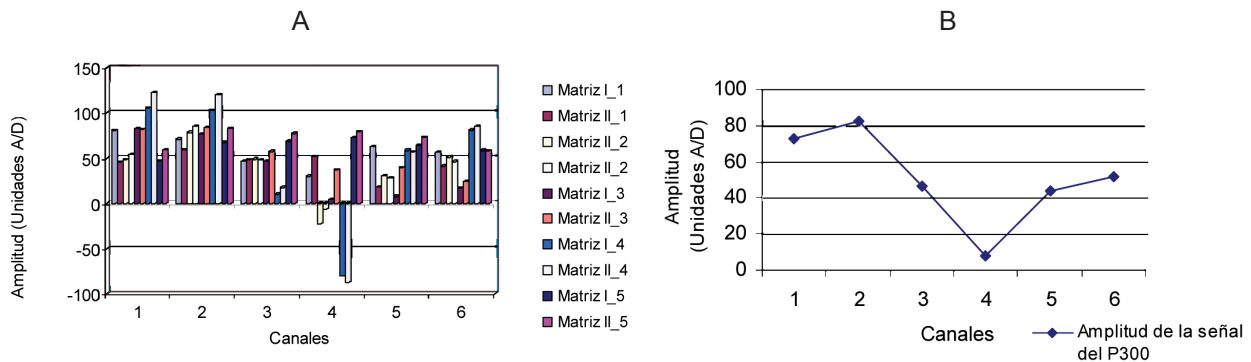


Fig. 6. A) Amplitud de la señal de P300 en cada uno de los canales registrados: por matriz y sujeto de prueba. B) Promedio general de la amplitud de las respuestas por canal para el P300.

Comparación del porcentaje de exactitud entre la matriz I y la matriz II

En la Fig. 7A se presentan los resultados de la exactitud para las matrices I y II con cada uno de los conjuntos de pesos entrenados (SWLDA-RAW y SWLDA-CAR) y con un número de 15 épocas, el cual fue utilizado siempre como parámetro de todas las estimulaciones. La exactitud para la matriz I con el conjunto SWLDA-RAW (sin filtro espacial) fue de 61,25% y con el conjunto SWLDA-CAR de 52,5%. Para la matriz II se obtuvo 85% y 83,75%, sin CAR y con CAR respectivamente. De esta manera se evidencia que la

matriz II presenta un nivel de exactitud significativamente mayor que la matriz I para ambos conjuntos de pesos, con una diferencia de 23,75% sin CAR y de 31,25% con CAR. Por otro lado, al comparar los grados de exactitud al aplicar o no el filtro CAR, vemos que para la matriz I hubo una diferencia de 8,75% entre las dos técnicas y para la matriz II de 1,25%. Las desviaciones estándar se pueden observar en la Fig. 7.

Efecto del número de épocas sobre la exactitud

En la Fig. 7B, se muestra la relación entre la exactitud de la clasificación obtenida con la matriz I y II respectivamente,

utilizando un número de épocas de 10. La exactitud de la matriz I con el conjunto de pesos SWLDA-RAW fue de 51,25% y para el conjunto SWLDA-CAR de 45%, y para la matriz II sin CAR de 82,5% y con CAR de 81,25%. La matriz

II presenta una diferencia a favor de 31,25% sin CAR y de 36,25% con CAR, con respecto a la matriz I. Sin embargo, para todos los casos analizados, el porcentaje de exactitud disminuye al mismo tiempo que el número de épocas.

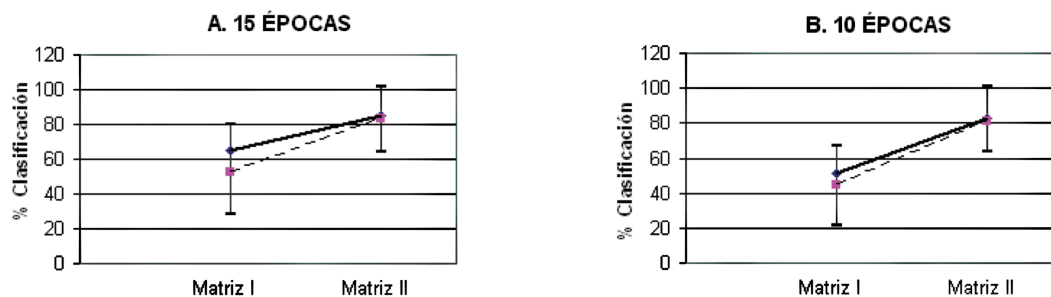


Fig. 7. Comparación de los porcentajes de exactitud para la matriz I y II con el conjunto de entrenamiento SWLDA-RAW (línea continua) y con SWLDA-CAR (línea punteada), en A) con 15 épocas y en B) 10 épocas. Los topes superiores de las líneas paralelas corresponden a la desviación estándar para la técnica RAW y los inferiores para la técnica CAR.

Por otro lado, tenemos la tasa de transferencia de bits/min, la cual relaciona el porcentaje de clasificación con la velocidad del sistema. Existe una relación 1:2 para la tasa de transferencia de la matriz I con respecto a la matriz II. Sin embargo, con el ánimo de rebajar el número

de épocas, se aprecia que el costo de acortar el tiempo es la disminución de la tasa de clasificación. Esto se evidencia en gran medida en la matriz I. Para la matriz II no existe una diferencia sustancial entre la tasa en bits/min para el uso de 10 épocas con respecto al de 15 (Tabla 1).

Tabla 1. Tasa de transferencia de bit/min para ambas matrices de estimulación.

		BITS/MIN			
		RAW		CAR	
# Épocas	15	10	15	10	
MATRIZ I	2,56	1,69	1,76	1,34	
MATRIZ II	4,28	4,02	4,14	3,9	

IV. DISCUSIÓN

La amplitud generada del P300 fue mayor para la matriz II que para la matriz I, para los sujetos 2, 3, 4 y 5, lo cual indica que cuanto menos iconos se tengan en la pantalla de estimulación, mejor va a ser la respuesta del sujeto con respecto al potencial generado. Este resultado se correlaciona con el obtenido por Sellers *et al.* en el 2006. Por otro lado, al igual que citan Sellers y colaboradores, existe una contradicción frente a los resultados obtenidos por Allison y Pineda en el 2003, cuando encontraron una relación directa entre el tamaño de la matriz y la amplitud del P300 (a mayor tamaño, mayor amplitud) [12]. Sin embargo, el estudio no encontró relación alguna con estos resultados.

Cuando se examinaron los registros y la amplitud del P300 en el análisis fuera de línea (*offline*), se observó que el rango de entrada de la tarjeta de adquisición (+/-5V) no había sido aprovechado óptimamente (en los 16 bits de su resolución), ya que la amplificación configurada en el Grass quedó en 6000, de manera que a la DT9816 llegaban

señales del orden de los 100 milivoltios de amplitud (lo que equivale a haber usado una resolución de unos 10 bits). El número de sujetos de prueba fue suficiente para sacar conclusiones, no obstante, se requiere aumentar este número para dar mayor soporte estadístico a los resultados obtenidos.

V. CONCLUSIÓN

Todos los sujetos de la prueba presentaron respuestas P300, y, por lo tanto, evidencian capacidad para el manejo de una interfaz cerebro-computadora basada en P300.

La matriz II (4x3) con respecto a la matriz I (4x5) arrojó un porcentaje de clasificación mayor, tanto en el caso de aplicar el filtro digital CAR como sin él. Sin embargo, la matriz I obtuvo porcentajes de clasificación aceptables. Esto da cuenta del grado de flexibilidad que se puede tener en el manejo del tamaño de las matrices de estimulación.

Por otro lado, este resultado es importante si se piensa en los controles para el manejo de una silla de ruedas.

Las matrices más pequeñas permitirían no sólo un nivel de rapidez en la elección de cada comando, sino también una mayor agilidad en el control de la silla. En un futuro, para la silla de ruedas simulada de Gentiletti *et al.*, se podrían crear varias matrices de estimulación de 4x3 que estuviesen interconectadas a partir de algún icono especial [10]. Esto daría la capacidad para agregar más iconos de control específico, no sólo permitiendo otros modos de control de la silla de ruedas, sino también de control del ambiente en el cual el sujeto vive.

El porcentaje de clasificación para ambas matrices de estimulación fue mejor sin el uso del filtro digital CAR (*Common Average Referente*), aunque, las diferencias no son sustanciales entre la implementación de este o no.

Se encontró que en los electrodos posicionados sobre Fz y Cz (localizados sobre la parte central de la corteza cerebral) existía el mayor nivel de actividad del P300. Esto en un futuro podría ser aprovechado para disminuir el número de electrodos de registro, con el fin de reducir tiempos en su posicionamiento y, por ende, crear un sistema más compacto y fácil de poner. Sin embargo esto tiene una desventaja en cuanto a la cantidad de datos con respecto a las características específicas del P300 del registro, ya que podría afectarse el nivel de exactitud de la clasificación y, por consiguiente, el funcionamiento en línea (*online*) del sistema.

Por otro lado, la tasa de transferencia en bit/min de la matriz II no varía apreciablemente para un número de épocas de 15 o de 10. De esta manera, se puede concluir que es posible realizar una disminución a 10 épocas con el fin de que la interacción del usuario con el sistema sea más dinámica y la persona mantenga un buen estado de atención en el caso de permanecer conectado al sistema por más de una hora.

AGRADECIMIENTO

Los autores agradecen al Laboratorio LIRINS (Laboratorio de Ingeniería en Rehabilitación e Investigaciones Neuromusculares y Sensoriales) por prestar los servicios y materiales para llevar a cabo la investigación y a sus colaboradores por la asistencia durante la preparación de este trabajo.

REFERENCIAS

- [1] Lehtonen, J. EEG-based computer interface. Master's Thesis. Helsinki University of Technology-Department of Electrical and Communications Engineering, 2002.

- [2] Farwell L.A., 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.
- [3] Wolpaw J., Birbaumer N., McFarland D., Pfurtscheller G., Vaughan T. Brain Computer Interface for communication and control. *Clinical Neurophysiology*, 113, 767-791, 2002.
- [4] Sutton S., Braren M., Zubin J., John E.R. Evoked correlates of stimulus uncertainty. *Science*, 150, 1187-1188, 1965.
- [5] Polich J. Updating P300: An integrative theory of P3a and P3b. *Clinical Neurophysiology*, 118, 10, 2128-2148, 2007.
- [6] Polich J., Criado J.R. Neuropsychology and neuropharmacology of P3a and P3b. *Intl J Psychophysiol*, 60, 2, 172-185, 2006.
- [7] Donchin E., Spencer K.M., Wijesinghe R. The mental prosthesis: assessing the speed of a P300-based brain-computer interface. *IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering*, 8, 174-179, 2000.
- [8] Bin H. Neural Engineering. University of Minnesota. Chapter 3: Brain Computer Interface, 98, 2005.
- [9] Richard M., Gentiletti G. Plataforma experimental de interfaz cerebro computadora orientada al control de silla de ruedas. Facultad de Ingeniería/UNER, Oro Verde, Argentina. CLAIB 2007, *IFMBE Proceedings*, 18, 1127-1130, 2007.
- [10] Gentiletti G., Gebhart G., Richard M., García E., Acebedo R., Medina V. Robotics simulation platform of BCI application: a wheelchair driving example using P300 paradigma. *4th International Brain-computer Interface Workshop and Training Course 2008*, Graz University of Technology, Austria, 2008.
- [11] Allison B.Z., Pineda J.A. ERPs evoked by different matrix sizes: implications for a brain computer interface (BCI) system. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 11, 2, June 2003.
- [12] Sellers E.W., Krusienski D.J., McFarland D.J., Vaughan T.M., Wolpaw J.R. A P300 event-related potential brain-computer interface (BCI): The effects of matrix size and inter stimulus interval on performance. *Biological Psychology*, 73, 242-252, 2006.
- [13] Krusienski D. P300 GUI User's Guide. BCI2000, Wadsworth Institute, New York Department of Health.
- [14] Draper N., Smith H. Applied regression analysis, second ed. John Wiley and Sons, New York, 307-312, 1981.
- [15] Donchin E. Discriminant analysis in average evoked response studies: the study of single trial data. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, 27, 311-314, 1969.
- [16] Sellers E.W., Donchin E. A P300-based brain-computer interface: initial tests by ALS patients. *Clinical Neurophysiology*, 117, 538-548, 2006.
- [17] Krusienski D., Sellers E., Vaughan T.M., McFarland D.J., Wolpaw J.R. P300 matrix speller classification via stepwise linear discriminant analysis. *Proceedings of the Third International Meeting of Poster Presentation at the Brain-Computer Interface Technology, Rensselaerville*, New York, 2005.