Revista Ingeniería Biomédica
ISSN 1909-9762, volumen 4, número 8, julio-diciembre 2010, págs. 22-33
Escuela de Ingeniería de Antioquia-Universidad CES, Medellín, Colombia

Evaluación experimental y estadística de un prototipo de interfaz cerebro-computador (ICC)

Julián Arcos Argoty, Eliana García Cossio, Róbinson Torres Villa[Ψ]
Grupo de Investigación en Ingeniería Biomédica EIA-CES (GIBEC). Línea de Bioinstrumentación y Señales – KIRON. Programa de Ingeniería Biomédica. Escuela de Ingeniería de Antioquia-Universidad CES, Medellín, Colombia

Recibido 18 de Mayo de 2010. Aceptado 30 de Septiembre de 2010

Experimental and statistical evaluation of a brain-computer interface (BCI) prototype.

Resumen— En la actualidad, las Interfaces Cerebro-Computador (ICC) se diseñan con el fin de usarlas tanto en estudios experimentales como clínicos, y sus resultados permiten la creación de nuevas tecnologías asistidas para personas que se encuentran en situación de discapacidad motora. En el año 2008, se desarrolló un prototipo de una ICC en la Escuela de Ingeniería de Antioquia y la Universidad CES, que hace uso de la electroencefalografía (EEG) para detectar los potenciales evocados cognitivos P300. En este trabajo, se propone un estudio experimental y estadístico para comparar dicho prototipo de ICC con un sistema comercial (USBamp), estudiando si existen diferencias significativas entre los dos sistemas. El estudio se concentra en pruebas destinadas a la caracterización de sistemas, empleando como entrada, inicialmente, señales determinísticas con diferentes valores de frecuencia y amplitud, y cuya evaluación se hace a través del valor cuadrático medio, la densidad espectral de las señales, el tiempo de respuesta y el máximo pico ante un estímulo. En segunda instancia, se realizan pruebas análogas en señales de P300 evaluando la energía de la señal y el tiempo de latencia por canal. Se hace uso de elementos de inferencia estadística, como la evaluación de hipótesis para dos medias suponiendo varianzas desconocidas iguales y prueba de medias para dos muestras pareadas. De las pruebas evaluadas, se concluye que el prototipo de ICC es apto en cuanto la adquisición de EEG y su procesamiento, pero se establecen planes de mejoramiento para algunos tratamientos que incluyen el diseño de nuevos circuitos para mejorar el ancho de banda.

Palabras clave— Electroencefalógrafo, Interfaz cerebro-computador, Potencial evocado cognitivo P300, Verificación estadística.

Abstract— Nowadays, brain-computer interfaces (BCI) are designed to be used in experimental and clinical studies, and their results allow the creation of new assistive technologies for people with motor disabilities. In 2008, a prototype of a BCI was developed in the School of Engineering of Antioquia and the University CES, which uses electroencephalography (EEG) to record the cognitive P300 evoked potential. In this paper, we propose an experimental and statistical design to compare this BCI prototype with a commercial device (USBamp), studying if they show significant differences or not. At first instance, this study is focused in some tests that characterize the systems, using as input deterministic signals with different values of frequency and amplitude, and which evaluation is made through mean square value, signals spectral density, response time and maximum peak during a stimulus. Secondly, we performed some analog tests in P300 signals evaluating signal energy and latency per channel. We used elements of statistical inference such as: the evaluation of a hypothesis for two means assuming unknown equal variances and equal means tests for two paired samples. According to the evidence, we concluded that the BCI prototype is suitable to measure and process EEG signals, but it is necessary to establish some improvement for certain treatments such as: the design of new circuits to optimize band width.

Keywords— Electroencephalograph, Brain-computer interface, P300 evoked potential, Statistical verification.

[Ψ] Dirección para correspondencia: pfrotor@eia.edu.co

I. Introducción

Una interfaz cerebro computador (ICC) es un sistema que utiliza las señales cerebrales para el control de dispositivos externos sin la participación de los sistemas periféricos motor o espinal. Esto permite que personas en situación de discapacidad motora severa, como es el caso de los personas con esclerosis lateral amiotrófica (ELA), puedan comunicarse con el exterior, controlar una silla de ruedas o una prótesis de una extremidad, entre otras múltiples aplicaciones. Es importante resaltar la importancia que tienen las ICC en la población objetivo, puesto que estas personas en estados avanzados no cuentan con otro medio de comunicación aparte de las señales cerebrales, debido a la pérdida total del control de sus músculos voluntarios, que en algunos casos se extiende hasta la pérdida del movimiento ocular.

Las ICC pueden ser controladas por múltiples señales cerebrales [1]. Entre ellas se encuentran: trenes de picos de una neurona individual (TPN) [2,3], potenciales extracelulares locales (PEL) [4], electrocorticograma (EcoG) [5], electroencefalograma (EEG) [6], potenciales relacionados a eventos (ERPs) [7], resonancia magnética funcional en tiempo real (rt-fMRI) [8] y espectroscopia del infrarrojo cercano (NIRS) [9-10].

De acuerdo con las señales cerebrales empleadas, las ICC pueden ser invasivas o no invasivas. Los métodos invasivos como ECoG, miden la actividad cerebral sobre la superficie de la corteza. Esta técnica, a pesar de contar con una excelente resolución espacial y calidad de la señal, requiere de una cirugía previa donde es necesario tener en cuenta problemas como la estabilidad de los implantes y la protección contra infecciones [11-12].

Dentro de las técnicas no invasivas, se encuentran: EEG, rt-fMRI y NIRS. Éstas pueden medir la actividad cerebral sin necesidad de intervenciones en la corteza. El EEG, es el método de adquisición no invasivo más popular y se caracteriza por su buena resolución temporal y sencillez. La rt-fMRI es un método basado en imágenes que posee una excelente resolución espacial y muestra activación puntualizada, pero que debido a su alto costo no siempre es asequible para investigación. Finalmente, la NIRS es una técnica que ha sido incorporada al manejo de las ICC hace muy poco; ésta, utiliza las propiedades ópticas de la sangre para detectar actividad sobre la corteza cerebral, es poco costosa y brinda gran información localizada (en el espacio).

Dentro del registro electroencefalográfico se encuentran múltiples señales que sirven de control para las ICC. Un EEG cuenta con diferentes ondas que tienen un patrón de frecuencia y amplitud característico. Sin embargo, este patrón puede ser modificado por períodos cortos de tiempo, debido a un estímulo externo o interno. Esta alteración, puede ser identificada como la intención del sujeto, que será detectada para el control de la ICC. Dentro de estas señales se incluyen: sincronización y desincronización de ritmos sensorimotores (ondas *mu* y *beta*), los potenciales lentos corticales y los potenciales relacionado a eventos P300.

El P300 es un potencial evocado cognitivo que se presenta como un pico positivo en el registro del EEG, 300 ms después de que se realiza un estímulo no esperado (aleatorio).

Una ICC, además de contar con una técnica de adquisición de las señales cerebrales, debe estar constituida por otros componentes que le permitan su buen funcionamiento. Luego de la adquisición de la señal, es necesario contar con una etapa de pre-procesamiento de la misma; en esta etapa se incluyen filtros, amplificadores, entre otros, que permiten obtener una señal más pura (en cuanto al ruido) y mayor (en amplitud). También es indispensable contar con algoritmos de translación, que permiten extraer las características principales o patrones de las señales para convertirlas en señales de control. Éstas últimas son las encargadas de manejar la aplicación que esté siendo utilizada: una prótesis, una silla de ruedas, un comunicador, un deletreador, un exoesqueleto, entre otras. Finalmente, es preciso tener un control de retroalimentación, para que el sistema completo pueda auto-aprender e interpretar los deseos reales del sujeto [13].

A pesar de la significativa cantidad de personas que padecen enfermedades neuromotoras en Colombia y otros países de Latinoamérica, la ausencia de curas para las mismas, y la producción local de alternativas tecnológicas validadas para que este tipo de personas puedan comunicarse con su entorno y realizar sus actividades de la vida cotidiana, es escasa y limitada. De aquí, nace la necesidad social de esta investigación.

En 2008, Arboleda *et al.* [13] desarrollaron un dispositivo de interfaz cerebro computador controlado por P300 a partir de EEG (Electroencefalografía). Este dispositivo cuenta con un prototipo de electroencefalógrafo de seis canales para la adquisición de las señales, y del programa BCI2000 para evocar dichos potenciales mediante una matriz de estimulación. Las pruebas llevadas a cabo con este sistema en diez sujetos sanos, demostraron que, en promedio, el porcentaje de aciertos (elección de los íconos que los participantes querían a partir del potencial P300) fue de 83,5%, lo cual demuestra un buen control medio de la interfaz. Aunque estas pruebas iniciales de validación del equipo demostraron que era posible controlar la ICC, a partir de las señales de EEG adquiridas por el electroencefalógrafo construido, este prototipo se podría beneficiar de una rigurosa comparación experimental y estadística

con un sistema estándar de adquisición y procesamiento de señales, para validarlo y, así, estimar su funcionalidad como ICC.

Este artículo muestra el desarrollo de un diseño experimental para la evaluación del prototipo frente a un sistema de EEG comercial, donde el objetivo principal es evaluar la hipótesis nula: "No hay diferencia significativa entre los sistemas evaluados".

II. Materiales y métodos

2.1 Materiales:

En el estudio, se hizo uso los siguientes elementos: el electroencefalógrafo diseñado y construido en la EIA–CES (ICC) [13], un amplificador de bioseñales USB llamado gUSBamp® de la empresa Guger Technologies, el software Matlab® de MathWorks, para el procesamiento de las señales, tarjeta de adquisición DAQ-6016 de National Instruments®, el software BCI2000 y un computador Dell Precision M6400 con 4 GB de RAM y un procesador de 2,4 GHz. Estos elementos fueron utilizados para evaluar los dos sistemas.

Se hizo uso de un divisor de voltaje por un factor de aproximadamente 10^{-4}, buscando utilizar señales con amplitudes del orden de µV, con lo cual se simulan las características de las ondas de electroencefalografía

2.2 Métodos:

2.2.1 Métodos estadísticos:

El método utilizado tiene como objetivo la caracterización de sistemas empleando la prueba de hipótesis para dos medias con varianzas iguales y pruebas de medias para muestras pareadas. En el primer método se tienen dos procesos con medias μ_x y μ_y y varianzas σ_x^2 y σ_y^2, respectivamente. Interesa investigar si las medias de dichos procesos se pueden considerar estadísticamente iguales. Para ello se plantean las hipótesis de la ecuación (1):

$$H_0 : \mu_x y = \mu_y \qquad (1)$$

$$H_A : \mu_x \neq \mu_y ,$$

donde H_0 es la hipótesis nula y H_A la hipótesis alternativa del proceso. Para probar H_0, se toman dos muestras aleatorias de tamaño n_x del proceso X y de tamaño n_y del proceso Y; en general, es recomendable que $n_x = n_y = n$. Si cada proceso sigue una distribución normal y es independiente del otro, el estadístico de prueba adecuado para probar la hipótesis de igualdad de medias está dado por la ecuación (2):

$$t_0 = \frac{\bar{X} - \bar{Y}}{S_p \sqrt{\frac{1}{n_x} + \frac{1}{n_y}}}, \qquad (2)$$

el cual sigue una distribución T de Student con $n_x + n_y - 2$ grados de libertad, donde S_p^2 es un estimador de la varianza muestral común, suponiendo que dichas varianzas desconocidas sean iguales, y se calcula como:

$$S_p^2 = \frac{(n_x - 1)S_x^2 + (n_y - 1)S_y^2}{n_x + n_y - 2} \qquad (3)$$

La razón por la cual se hace uso de una distribución T, es que en las aplicaciones más reales se desconoce el valor de la desviación estándar de la población, σ. Esto hace necesario reemplazar σ con un estimado, que usualmente es el valor de la desviación estándar de la muestra S [16].

La verificación de los supuestos del modelo se hizo de la siguiente forma: para la normalidad, se realizó el test de Kolmogorov – Smirnov.; para la igualdad de varianzas, se realizó el Test de Bartlett; y, por último, para la independencia de los datos, se realizó un gráfico de autocorrelaciones [17].

Se rechaza H_0 si $|t_0| > t_{\alpha/2}$, donde $t_{\alpha/2}$ es el punto $\alpha/2$ de la cola derecha de la distribución T de Student con n_x+n_y-2 grados de libertad. Cuando la hipótesis alternativa es de la forma $H_0 : \mu_x > \mu_y$, se rechaza $H_0 : \mu_x > \mu_y$ si $t_0 > t_a$, y si es de la forma $H_A : \mu_x < \mu_y$ se rechaza si $t_0 < t_a$. Utilizando el segundo criterio, se rechaza H_0 si *p-value* < α para la pareja de hipótesis de interés [17].

En el segundo método, se debe comparar la media de una población con una constante. En este sentido, el estadístico de prueba para (1) es el caso particular del estadístico para una media cuando $\mu_x = 0$, y se muestra en la ecuación (4).

$$t_0 = \frac{\bar{d}}{S_D/\sqrt{n}}, \qquad (4)$$

donde $\bar{d}$ es el promedio muestral de las diferencias, S_D es la desviación estándar muestral de tales diferencias y n es el tamaño de la muestra. Bajo H_0, el estadístico t_0 se distribuye como una T de Student con n-1 grados de libertad, por lo que se rechaza H_0 si $|t_0| > t_{\alpha/2}$, o si *p-value* < α [17].

2.2.2 Pruebas con señales simuladas:

A. Evaluación del centroide espectral de la transformada de Fourier:

En el primer experimento se evaluó el centroide espectral de la transformada de Fourier, el cual es una

medida usada en el procesamiento digital de señales para caracterizar un espectro; éste indica dónde se ubica el "centro de masa" [18]. Se calcula como el promedio de los pesos de las frecuencias presentes en la señal, con sus magnitudes como sus pesos [19]. El centroide se calcula así:

$$Centroide = \frac{\sum_{n=0}^{N-1} f(n)x(n)}{\sum_{n=0}^{N-1} x(n)} \qquad (5),$$

donde $x(n)$ representa la magnitud de la cuenta número n, y $f(n)$ representa el centro de la frecuencia en esa cuenta. Para esto, se adquieren señales sinusoidales con un voltaje de 1000 mVpp y frecuencias de 10 Hz, 8 Hz, 6 Hz, 4 Hz y 2 Hz, a una frecuencia de muestreo de 128 Hz y durante un tiempo de muestreo de 5 segundos por cada señal. Por medio de un algoritmo hecho en Matlab se realiza una sumatoria de las señales con amplitud constante y con variación de frecuencia, dando como resultado una sola señal que contiene las cinco frecuencias sumadas. A esta señal se le calcula la transformada rápida de Fourier (FFT), y se calcula el centroide de mayor densidad espectral. Se realiza el mismo procedimiento, utilizando señales con amplitudes de 800 mVpp, 600 mVpp, 400 mVpp y 200 mVpp. Se realizan cinco repeticiones por cada señal y se las obtiene para cada canal (Fz, Cz, Pz, Oz, C3 y C4, según el sistema internacional 10-20) de los dos sistemas.

Después de adquirir todas las señales, se procede a comparar los seis canales de los equipos a través de la prueba de hipótesis para dos medias con varianzas desconocidas iguales.

B. Evaluación del componente RMS:

En el segundo experimento se evaluó el valor cuadrático medio, RMS por sus siglas en inglés (*Root Mean Square*). En matemática, el RMS es una medida estadística de la magnitud de una cantidad variante. Es especialmente útil cuando las variaciones son positivas y negativas, por ejemplo en una sinusoide [20].

El RMS de una señal común como la función x puede ser calculado según la ecuación (6):

$$X_{rms} = \sqrt{\frac{x_1^2 + x_2^2 + \cdots + x_n^2}{n}} \qquad (6),$$

donde x es el valor de la amplitud de voltaje de la señal en la posición n. Para esto se adquieren señales sinusoidales con una frecuencia de 18 Hz y amplitudes de 1000 mVpp, 800 mVpp, 600 mVpp, 400 mVpp y 200 mVpp, a una frecuencia de muestreo de 128Hz y durante un tiempo de muestreo de 5 segundos por cada señal. Por medio de un algoritmo hecho en Matlab, se realiza una sumatoria de dichas señales, y se obtiene como resultado una sola señal que contiene los cinco voltajes sumados; a esta señal se le calcula el valor cuadrático medio RMS. Se realiza el mismo procedimiento, utilizando señales con frecuencias de 15 Hz, 12 Hz, 9 Hz y 6 Hz. Se realizan cinco repeticiones por cada señal y se las obtiene por cada canal de los dos sistemas (Fz, Cz, Pz, Oz, C3 y C4).

Después de adquirir todas las señales se procede a comparar los seis canales de los equipos a través de la prueba de hipótesis para dos medias con varianzas desconocidas iguales.

C. Evaluación del tiempo de estabilidad y el máximo pico del estímulo:

En el tercer experimento se evaluó el tiempo de estabilidad de los equipos. La respuesta transitoria de un sistema para una entrada escalón unitario, depende de las condiciones iniciales. Por conveniencia, al comparar respuestas transitorias de varios sistemas, es una práctica común usar la condición inicial estándar de que el sistema está en reposo al inicio, por lo cual la salida y todas las derivadas con respecto al tiempo son cero. De este modo, las características de respuesta se comparan con facilidad. La respuesta transitoria de un sistema de control práctico, exhibe con frecuencia oscilaciones amortiguadas antes de alcanzar el estado estable [23,24]. Para esto se adquieren señales con ondas cuadradas con una frecuencia de 8Hz y una amplitud de 2000 mVpp, a una frecuencia de muestreo de 128 Hz y durante un tiempo de muestreo de 3 segundos por cada señal. Las ondas poseen ciclos útiles del 20% y el 80%. Por medio de un algoritmo hecho en Matlab, se calcula el tiempo aproximado de estabilidad y el valor del máximo pico de la señal con la que responden los equipos. Se realizan 5 repeticiones por cada señal y se las obtiene por cada canal de los dos sistemas (Fz, Cz, Pz, Oz, C3 y C4).

Después de adquirir todas las señales se procede a comparar los seis canales de los equipos a través de la prueba de hipótesis para dos medias con varianzas desconocidas iguales.

2.2.3 Pruebas experimentales con sujetos de prueba:

A. Protocolo de los experimentos:

El estudio se llevó a cabo gracias a la aprobación del Comité de ética de la Universidad CES para la práctica e investigación en humanos, siguiendo la Resolución 8430 de 1993 del Ministerio de Salud de la República de Colombia. Las pruebas para obtener las señales de P300 se llevaron a cabo en 15 personas saludables (8 mujeres y 7 hombres), con una edad media de 21,3 años (rango = 17-23 años).

Fig. 1. Matriz de estimulación final. Se presenta una matriz de 4 filas y 3 columnas, donde se cuenta con letras e íconos asociados a cada posición. Estos íconos representan tareas cotidianas de una persona normal [13].

Los experimentos se realizaron mediante un protocolo estándar de entrenamiento del BCI2000, donde se procede a mostrar una matriz de 4x3 con las letras de la A a la L, y con íconos de acciones como fondo de cada una (Fig. 1).

Se estableció adquirir 12 épocas por ensayo y 2 repeticiones por equipo. Es decir, 4 ensayos por sujeto de prueba.

B. Evaluación de la energía de la señal P300:

El objetivo de este experimento es hallar la energía de la señal del Potencial Evocado Cognitivo P300. De una forma más clara, se evalúa la señal de la distancia r^2, usada para visualizar claramente en qué lugares ocurrieron las mayores activaciones de cada canal [13,21].

En este caso, se hace la analogía de pensar una señal como una función que varía en el tiempo; por consiguiente, una buena medición de su fuerza sería hallar el área bajo la curva. Sin embargo, esta área podría tener una parte negativa (cabe la aclaración de que esta parte negativa no tiene menor energía que la parte positiva de la señal); esto sugiere que se debe evaluar su valor absoluto y así encontrar su área. Por esta razón, la energía de la señal se calcula como el área bajo la curva del valor absoluto de la misma [22]:

$$r(t) = (x(t) - y(t))^2 \qquad E_r = \int_a^b r(t)dt \qquad (7),$$

donde $r(t)$ es el coeficiente de correlación de las señales $x(t)$, señal blanco (P300), y $y(t)$, señal no blanco (sin P300). El valor de $r(t)$ es una medida de la diferencia entre las señales con P300 y sin P300, que permite calcular una relación entre estas dos señales y apreciar un alto nivel de correlación alrededor de los 300 ms [13]. En segundo lugar, se eleva esta diferencia al cuadrado para obtener el cuadrado del valor absoluto de la señal. Luego, se procede a calcular la integral de este valor absoluto, para obtener la energía de la señal. Después de adquirir todas las señales, se procede a evaluar la reproducibilidad de los equipos tomando tres pruebas con cada uno. Se realizan dos repeticiones por experimento y con cada equipo. La prueba de hipótesis a realizar es la prueba de medias para dos muestras pareadas.

C. Evaluación del tiempo de latencia de la señal P300:

El objetivo de este experimento es hallar el tiempo de latencia de la señal del Potencial Evocado Cognitivo P300, más específicamente de la señal de la distancia r^2, que se usó para visualizar claramente el tiempo en donde ocurrió la mayor activación por canal [14,15].

La onda P300 usualmente se mide en términos de un pico de amplitud relativo a un pre-estímulo (de una línea base). Este pico corresponde al punto más positivo en la onda entre 200 ó 250 ms o en un tiempo tardío (ej. en 400 ms si el estímulo es fácil de discriminar u 800 ms si es difícil) [14]. Debido a que la latencia del P300 es un índice del tiempo de procesamiento necesario antes de la generación de respuesta, es una medida temporal sensible de la actividad neuronal. Además, la latencia de P300 presenta una correlación negativa con la función mental en personas normales, con menor latencia asociada a un desempeño cognitivo superior [15].

Para hallar este valor, se utilizó el siguiente procedimiento:

1. En primer lugar, se evalúan las señales de P300 por canal. En cada canal, se realiza una sub-muestra en donde se establecen intervalos de [130,330], [230,430], [330,530] y [430,630].
2. En cada uno de estos intervalos, se calcula el coeficiente de energía en la señal r^2, con la ecuación (7).
3. Después de extraer esta información, se establece cuál es el punto más alto de amplitud de voltaje al interior del intervalo que presente mayor actividad neuronal [25].
4. Por último, se encuentra el tiempo que coincida con este valor de amplitud dentro de la señal completa. Esto se realiza para cada canal. Al final, se calcula el valor promedio de los tiempos de latencia en todos los canales para obtener un solo valor de este tiempo por cada experimento.

La prueba de hipótesis a realizar es la prueba de medias para dos muestras pareadas.

III. Resultados

Los siguientes resultados se asocian a los cinco experimentos descritos en el apartado anterior. Todas las pruebas se hicieron con un nivel de significancia del 95% (α=0,05).

En las Figuras 2 y 3, se observan las gráficas de las señales adquiridas con el electroencefalógrafo construido y el USBamp, respectivamente. Las señales determinísticas se generaron con un voltaje pico a pico de 800 mV, y frecuencias de 10 Hz, 8 Hz, 6 Hz, 4 Hz y 2 Hz.

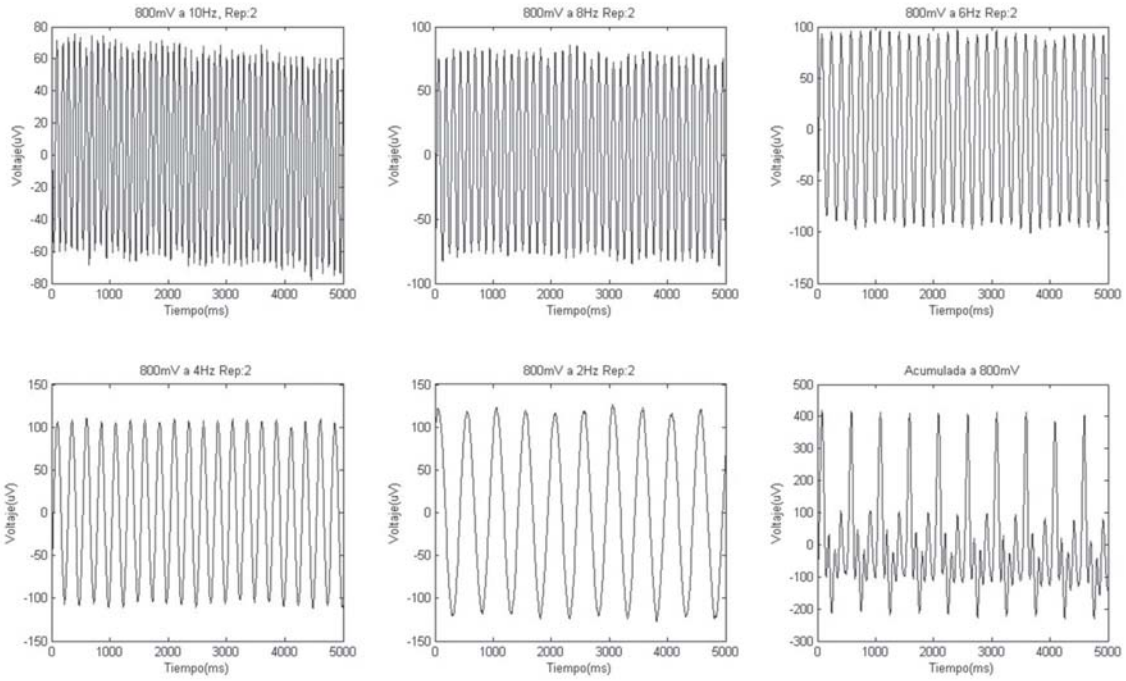

Fig. 2. Gráfico de las señales obtenidas. Canal 2 (Cz) del ICC en el experimento 1 a 800 mVpp y frecuencias de 10 Hz, 8 Hz, 6 Hz, 4 Hz y 2 Hz en la repetición 2. El gráfico de la esquina inferior derecha corresponde a la acumulada de todas las señales en este tratamiento.

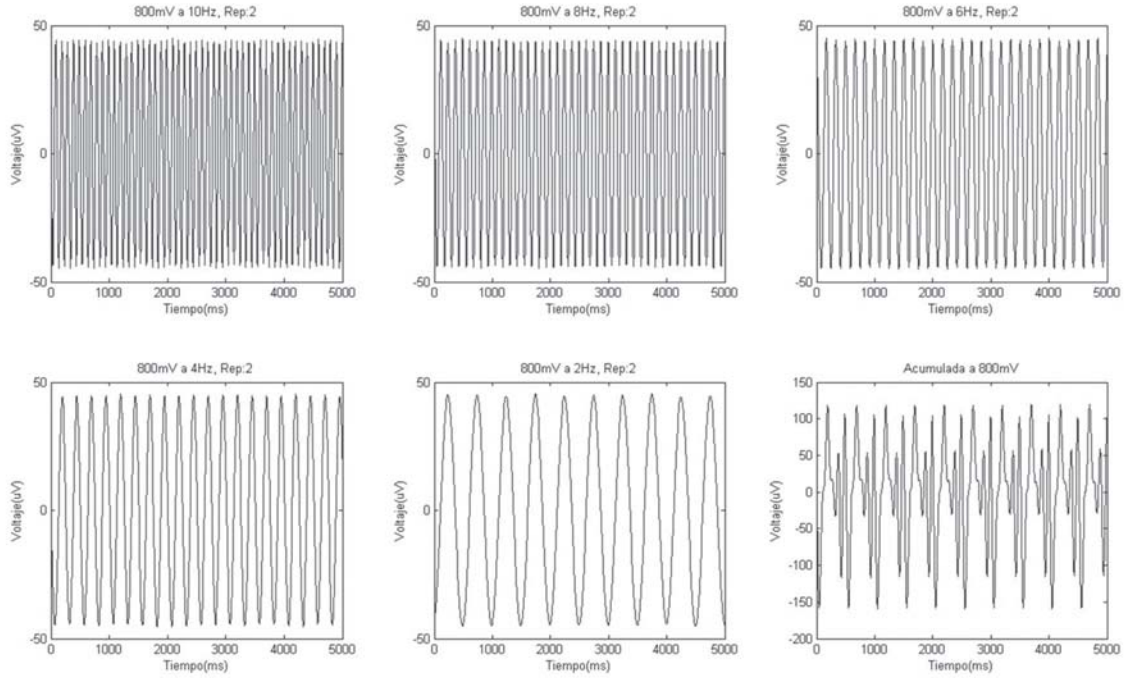

Fig. 3. Gráfico de las señales obtenidas. Canal 1 (Cz) del USBamp en el experimento 1 a 800 mVpp y a frecuencias de 10 Hz, 8 Hz, 6 Hz, 4 Hz y 2 Hz en la repetición 2. El gráfico de la esquina inferior derecha corresponde la acumulada de todas las señales en este tratamiento.

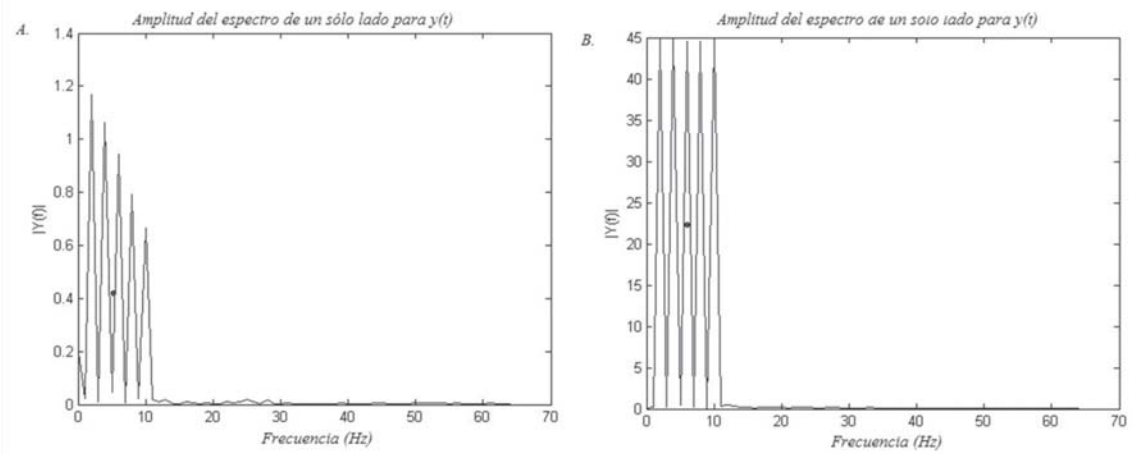

Fig. 4. Espectros de Fourier. A. Canal Cz (según el sistema internacional 10-20) del ICC, para una onda de 800 mVpp y una combinación de frecuencias de 10 Hz, 8 Hz, 6 Hz, 4 Hz y 2 Hz. El centroide se representa mediante un punto al interior del espectro. B. Canal Cz (según el sistema internacional 10-20) del USBamp para una onda de 800 mVpp y una combinación de frecuencias de 10 Hz, 8 Hz, 6 Hz, 4 Hz y 2 Hz. El centroide se representa mediante un punto al interior del espectro.

Las Fig. 4A y 4B, muestran la transformada de Fourier de las señales adquiridas con el ICC construido y el USBamp, respectivamente. Para este caso, se realiza una comparación del centroide, entre los dos sistemas, por cada repetición. Por ejemplo, la primera repetición del ICC en el canal Fz se compara con la primera repetición del mismo canal en el USBamp. Así, se obtienen treinta resultados al evaluar las cinco repeticiones por cada canal. Con estos datos, se encontró que en el canal Fz, la hipótesis nula se rechazó el 80% de las veces, en el canal Cz el 80%, en el canal Pz el 40%, en el canal Oz el 60%, en el canal C3 el 80% y en el canal C4 el 100% de las veces. En total, se puede concluir que la hipótesis nula no se rechazó un 27% de las veces.

Luego se presenta una extensión de éste método, con la diferencia de que en este caso no se hace una evaluación de repeticiones en los canales, sino que se toman todos los datos de un solo canal como una sola repetición. En esta oportunidad no sólo se tienen cinco datos por experimento, sino que se aumenta a veinticinco la cantidad de datos a evaluar, obteniendo así un poco más de significancia para las pruebas. Para estas pruebas, los resultados fueron los siguientes: la hipótesis nula se rechaza para los canales Fz, Cz, C3 y C4, mientras que no se rechaza para Pz y Oz.

En el segundo método, que evalúa el RMS de las señales, se halló que en el canal Fz, la hipótesis nula se rechaza el 0% de las veces; en el canal Cz, el 0%; en el canal Pz, el 0%; en el canal Oz, el 0%; en el canal C3, el 20%; y en el canal C4, el 0% de las veces. En total, se puede concluir que la hipótesis nula no se rechaza un 97% de las veces.

En una extensión del método, en la que se evalúa cada canal de forma única, se encontró que la hipótesis nula se rechaza para el canal C3, mientras que no se rechaza para Fz, Cz, Pz, Oz y C4. Se concluye aquí, que no se encuentra diferencia significativa entre los equipos en un 84% de los canales evaluados.

Del experimento de la evaluación del tiempo de estabilidad con un ciclo útil del 20%, se extrae que se rechaza la hipótesis el 100% de las veces, es decir, para todos los canales; mientras que esa evaluación con un ciclo útil del 80%, tan sólo se rechaza en un 16% (Fig. 5).

Del experimento de la evaluación del máximo pico con un ciclo útil del 20%, se extrae que se rechaza el 84% de las veces, mientras que, en la misma evaluación con un ciclo útil del 80%, el rechazo es del 64% (Fig. 6).

Para el cuarto ensayo (evaluación de la energía de la señal de P300), se obtuvieron, en primera instancia, los valores de r2 para cada canal, cada sujeto de prueba y cada equipo. A continuación, se muestran estos valores para el sujeto 5 (Fig. 7 para el ICC y Fig. 8 para el USBamp).

En las Fig. 7 y 8, aparte del pico característico alrededor de 300 ms, se observan otros picos en otras latencias, que no corresponden al P300. En este caso, el tiempo de visualización de la señal es de un segundo después del estímulo, así que es posible observar otra información resultante antes y después del P300 pero que se debe a otros eventos (ej: potenciales evocados visuales, auditivos, entre otros) [27]. Es posible, también, observar que las señales de la Fig. 8 no presentan tanta actividad fuera del rango de los 300 ms como las señales de la Fig. 7. Esto puede deberse a que el dispositivo de ICC construido tiene una relación señal ruido más baja que la que tiene el USBamp. Debido a esto será, necesario ajustar esta variable en el hardware implementado con el fin de aumentar dicha relación.

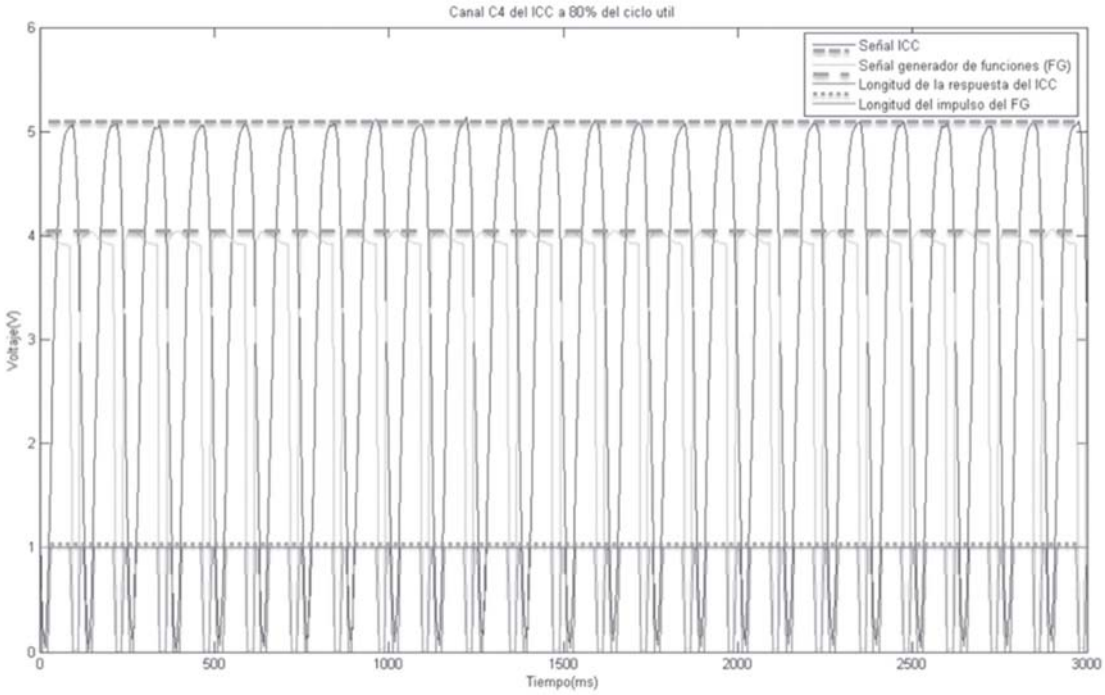

Fig. 5. Señal de respuesta para el ICC. Se observa la respuesta al escalón y su entrada determinada de una señal cuadrada con el 80% del ciclo útil.

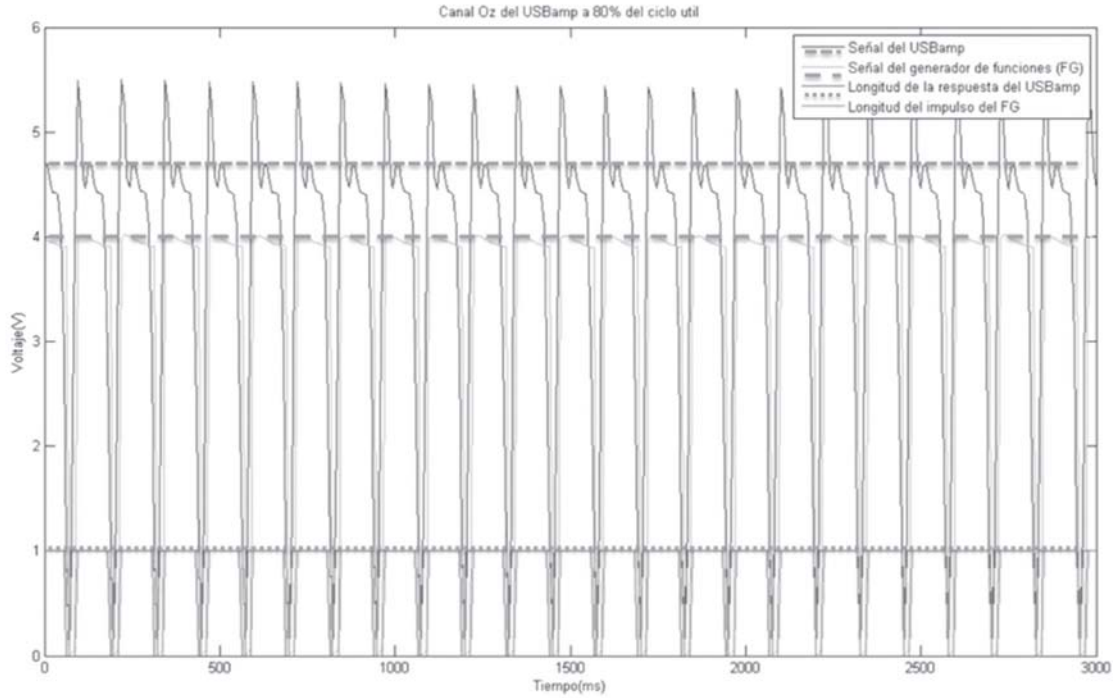

Fig. 6. Señal de respuesta para el USBamp. Se observa la respuesta al escalón y su entrada determinada de una señal cuadrada con el 80% del ciclo útil.

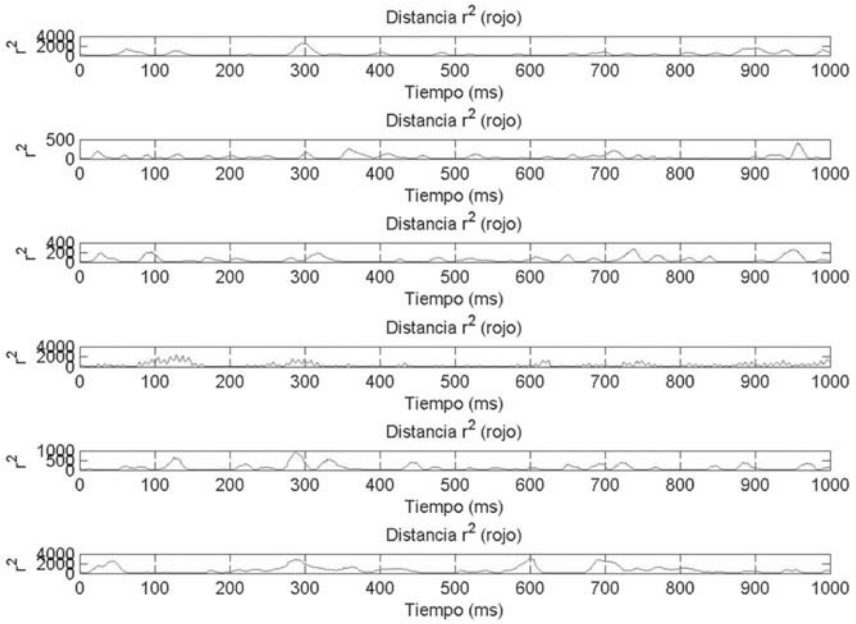

Fig. 7. Señal de r^2 del sujeto de prueba 5 tomadas con la ICC. Se observa un pico para todos los canales alrededor de 300 ms.

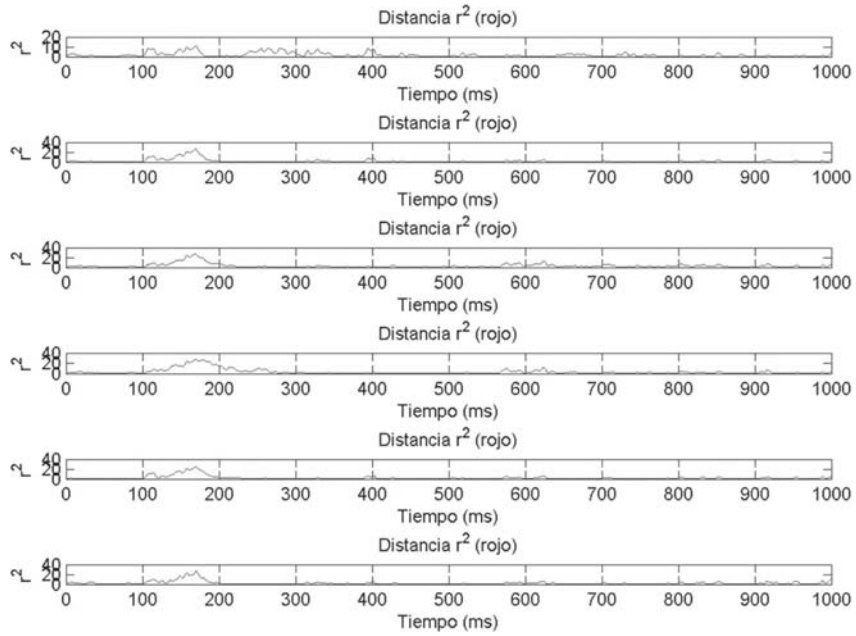

Fig. 8. Señal de r^2 del sujeto de prueba 5 tomadas con el USBamp. Se observa un pico característico alrededor de 200 ms, lo cual indica un P300 temprano.

Después de esto, se procede con el cálculo de la energía de la señal para el r2, y a continuación se realiza un promedio de este valor para todos los canales por sujeto. La Fig. 9 muestra los resultados de la prueba T para la energía de la señal. La hipótesis nula tan sólo se rechaza el 13% de las veces en el ICC, mientras que en el USBamp la hipótesis nula se rechaza el 53% de las veces.

Para el quinto ensayo (evaluación del tiempo de latencia de la señal de P300), se realiza el mismo procedimiento de promediado por canales para cada sujeto, y se encuentra que la hipótesis nula se rechaza el 13% de las veces en el ICC mientras que en el USBamp, el rechazo es del 26%, como se ve en la Fig. 10.

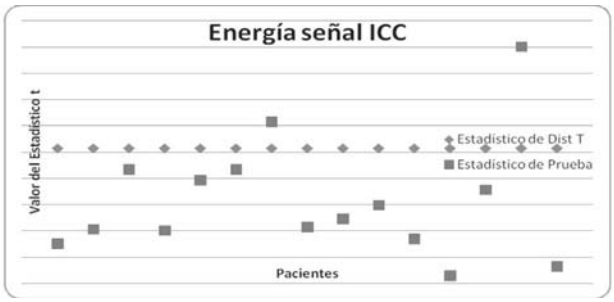

Fig. 9. Prueba de la energía de la señal. La prueba T se usa para comparar los dos instantes en las que se registra actividad con la ICC. En 13 de las 15 personas evaluadas, se observa que el valor del estadístico de prueba es menor al estadístico de la distribución T, lo que indica que la hipótesis no se rechaza y muestra que no hay diferencia significativa en las pruebas.

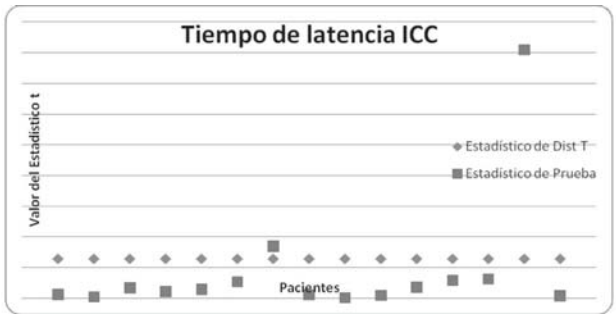

Fig. 10. Prueba tiempo de latencia de la señal. Se realiza la prueba T para comparar los dos instantes en las que se registra actividad con la ICC. En 13 de las 15 personas evaluadas, se observa que el valor del estadístico de prueba es menor al estadístico de la distribución T, lo que indica que la hipótesis no se rechaza y muestra que no hay diferencia significativa en las pruebas.

IV. Discusión

4.1 Evaluación señales determinísticas:

Por los resultados obtenidos, se puede observar que la ICC presenta debilidades en evaluación en tiempos de respuesta cortos (ciclo útil del 20%) y respuesta en frecuencia. Es muy importante destacar que los dos sistemas se evaluaron con señales que estaban dentro del rango de frecuencias permitidas (0,3 Hz–15 Hz para el ICC [13] y 0,05 Hz–30 Hz para el USBamp), para que los resultados a discutir sean fiables. Lo anterior se puede observar de manera más detallada al observar, en la Fig. 4, que la atenuación de la señal se da a partir de 4 Hz y no de 15 Hz como se tenía estipulado en el trabajo de Arboleda *et al.* [13]. En términos de amplitud, energía y tiempo de latencia de las señales adquiridas y tiempos largos de respuesta (ciclo útil del 80%), el ICC se comporta de una forma más favorable, dando a entender que el sistema es apto para su uso en adquisición de señales de EEG.

4.2 Evaluación pruebas con sujetos:

Las pruebas se realizaron de manera aleatoria, para no sesgar la investigación. Se observó que los resultados obtenidos son prometedores en la implementación de la interfaz cerebro-computador en sujetos sanos, como ya se había planteado en el trabajo por Arboleda *et al.* [13].

Gracias a los resultados obtenidos en esta investigación y a la experimentación previa por Arboleda *et al.* [13], se busca darle continuidad al área de ICC a partir de los tres objetivos fundamentales planteados en el siguiente apartado.

4.3 Trabajos futuros:

En primer lugar, es necesario rediseñar del EEG elaborado por Arboleda *et al.* [13] y proceder con la construcción de un nuevo sistema de registro de EEG multiplexado diseñado a la medida, para el control de una interfaz cerebro computador a partir del potencial evocado P300 que siga las recomendaciones realizadas por el presente artículo.

En segundo lugar, se busca evaluar el uso de ritmos sensorimotores para la creación de un prototipo de ICC que no dependa de la estimulación directa a la persona. Los ritmos sensorimotores utilizan las frecuencias mu (8-12 Hz) y beta (18-16 Hz) del registro de EEG, para el control de ICC. Así, durante la realización de un movimiento con algún miembro (por ejemplo: la mano derecha), estas ondas modifican su potencia. Estos cambios ocurren incluso durante la imaginación del movimiento [26]. Este objetivo busca, entonces, comenzar a experimentar con estos ritmos sensorimotores, para lograr llegar, en un futuro, al mismo nivel de control que se tiene con la utilización del potencial evocado cognitivo P300 para la ICC. Esta experimentación incluye un análisis de las señales en tiempo-frecuencia, para poder determinar cuándo ocurren los cambios importantes en la potencia de estas ondas.

En tercer lugar, es necesario comenzar a realizar pruebas con el sistema de ICC basado en P300 (con el uso del USBamp) en personas que estén en situación de discapacidad motora. Las personas objetivo para las pruebas serán jóvenes que estén en situación de discapacidad motora que no tengan compromisos cognitivos.

Por último, se pudo establecer un retraso en la evaluación del ensayo de tiempo de estabilidad y máximo pico, lo cual pudo influir dramáticamente en el estudio de señales de EEG, en donde se observa que la respuesta del P300 varía en tiempos según el sujeto y el equipo, sin poder establecer una medida exacta de su momento exacto de activación.

V. Conclusión

El prototipo de EEG desarrollado, presenta características aceptables en su funcionamiento. Por lo tanto, se exhibe como parte de una solución viable para la implementación de una ICC en un país en vía de desarrollo como lo es Colombia y otros en Latinoamérica. Sin embargo, gracias a la verificación a partir de métodos estadísticos del sistema experimental, mediante ensayos de pruebas en frecuencia, amplitud, ganancia, tiempo de estabilidad, máximo sobre pico del estímulo, evaluación de la energía y evaluación del tiempo de latencia de las señales de P300 adquiridas con sujetos voluntarios, se plantean algunas modificaciones al sistema.

Es necesario realizar ajustes en cuanto a la respuesta en frecuencia de los filtros implementados y la sensibilidad del sistema. Además, es importante buscar la optimización en la digitalización de las señales, donde la conversión análogo digital esté incluida en el equipo de adquisición de electroencefalografía.

El aporte más significativo va enmarcado en la presentación ante la comunidad científica del país, de un prototipo funcional, capaz de integrar a las personas en situación de discapacidad motora con el computador y su exterior, proporcionándoles habilidades que les permitan interaccionar fácilmente con la sociedad.

Es necesario adelantar el trabajo con personas en situación de discapacidad motora, ya que permitirá una validación del desempeño del prototipo y el aporte real que éste hará a sus vidas.

Existen muchas necesidades, por parte de las personas objetivo, en cuanto a las ayudas técnicas que ofrecen las ICCs. Es por esto que, a futuro, se deberá comenzar a implementar más dispositivos para la rehabilitación (como sillas de ruedas, prótesis, ortesis, entre otros) que puedan ser controlados por las señales de EEG, con el fin de integrar estas personas a la comunidad y, de esta manera, ayudar al mejoramiento de su calidad de vida. Por otro lado, es necesario continuar la exploración de otras señales cerebrales, de modo que se evalúen resultados que muestren a la comunidad científica la viabilidad de las mismas en el desempeño del control de una ICC.

Referencias

[1]. Birbaumer N., Murguialday A.R., Cohen L. Brain-computer interface in paralysis. *Current Opinion in Neurology*, 21, 634-638, 2008.

[2]. Velliste M., Perel S., Spalding M.C., Whitford A.S., Schwartz A.B. Cortical control of a prosthetic arm for self-feeding. *Nature,* 453, 1098-1101, 2008.

[3]. Riehle A., Vaadia E., editors. Motor cortex in voluntary movements. A distributed functions. *Boca Raton: CRC Press,* 2005.

[4]. Lebedev M.A., Nicolellis M.A. Brain machine interfaces: past, present and future. *Trends Neuroscience*, 29, 536-546, 2006.

[5]. Felton E.A., Wilson J.A., Williams J.C., Garell P.C. Electrocorticographycally controlled brain-computer interfaces using motor and sensory imagery in patients with temporary subdural electrode implants. *Journal of Physiology*, 106, 495-500, 2007.

[6]. Birbaumer N., Cohen L. Brain-computer-interfaces (BCI): Communications and restoration of movement in paralysis. *Journal of Physiology*, 579.3, 621-636, 2007.

[7]. Nijboer F., Sellers E., Mellinger J., Jordan M.A., Matuz T., Furdea A., Mochty U., Krusienski D.J., Vaughan T.M., Wolpaw J.R., Birbaumer N., Kübler A. A brain-computer interface in patients with amyotrophic lateral sclerosis. Clinical Neurophysiology, 119, 109-1916, 2008.

[8]. Caria A., Veit R., Sitaram R., Lotze M., Weiskopf N., Grodd W., Birbaumer N. Regulation of anterior insular cortex activity using real-time fMRI. *Neuroimage*, 35, 1416-1427, 2007.

[9]. Sitaram R., Zhang H., Guan C., Thulasidas M., Hoshi Y., Ishikawa A., Shimizu K., Birbaumer N. Temporal classification of multichannel near-infrared spectroscopy signals of motor imagery for developing a brain-computer interface. *Neuroimage*, 34, 1416-1427, 2007.

[10]. Nijboer F., Furdea A., Gunst I., Mellinger J., McFarland D. J., Birbaumer N., Kubler A. An auditory brain-computer-interface (BCI). *Journal of Neuroscience Methods*, 167, 43-50, 2008.

[11]. Dornhege G., Millán J., Hinterberger T., McFarland D. J., Muller K.R.. Toward a Brain-computer interfacing. Cambridge, MA: MIT Press, 2007, Ch. 1.

[12]. Hochberg L., Serruya M.D., Friehs G.M., Mukand J.A., Saleh M., Caplan A.H., Branner A., Chen D., Penn R.D., Donoghue J.P. Neuronal ensemble control of prosthetic devices by a human with tetraplegia. *Nature*, 442, 164-171, 2006.

[13]. Arboleda C., García E., Posada A., Torres R. Diseño y construcción de un prototipo de interfaz cerebro-computador para facilitar la comunicación de personas con discapacidad motora. *Revista EIA*, 11, 105-115, 2009.

[14]. Piction T. The P300 wave of the human event-related potential. *Journal of Clinical Neurophysiology*, 4, 456-479, 1992.

[15]. Polich J., Herbst K. P300 as a clinical assay: rationale, evaluation, and findings. *International Journal of Psychophysiology*, 38, 9-19,2000.

[16]. Freund J., Miller I., Miller M. Estadística matemática con aplicaciones. Capítulo 13. Ed. Prentice Hall. Sexta Edición 2000.

[17]. Gutiérrez H., De La Vara R. Análisis y Diseño de Experimentos. Capítulo 2. Ed. McGraw Hill, 2004.

[18]. Schubert E., Wolfe J., Tarnopolsky A. Spectral centroid and timbre in complex, multiple instrumental textures. *Proceedings of the International Conference on Music Perception and Cognition*. Illinois, North Western University, 654-657, 2004.

[19]. Peeters G. A large set of audio features for sound description (similarity and classification) in the CUIDADO project. *Technical report published by IRCAM*, France, 1-25, 2004.

[20]. Cartwright K. Determining the effective of RMS voltage of various waveforms without Calculus. *The Technology Interface*, 8,1, 1-20, 2007.

[21]. Schalk G., McFarland D., Hinterberger T., Birbaumer N., Wolpaw J. BCI2000: A general-purpose brain-computer interface (BCI) system. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 51,6, 1034-1043, 2004.

[22]. Selik M., Baraniuk R., Blair A. Signal energy vs. Signal power. The connexions project under the Creative Commons Attribution License. Version 2.10. 2004.

[23]. Ogatha K. Ingeniería de control moderna. Cuarta Edición. Prentice Hall, España 2003.

[24]. Torres R., Arnau A., Perrot H., García J., Gabrielli C. Analogue-digital phase-locked loop for alternating current quartz electrogravimetry. *Electronic letters*, 42,2, 2006.

[25]. López J., López V., Rojas D., Carrasco X., Rothhammer P., García R., Rothhammer F., Aboitiz F. Effect of psychostimulants on distinct attentional parameters in attentional deficit/hyperactivity disorder. *Biological Research*, 37, 461-468, 2004.

[26]. Pfurtscheller G., Lopes da Silva F.H. Event related EEG-MEG synchronization and desynchronization: basic principles. *Clinical Nerophysiology*, 110, 1842-1857, 1999.[27] Luck S.J. An introduction to the event-related potential technique. MIT Press. 2005.