

Diseño, desarrollo y evaluación de un sistema Brain Computer Interface (BCI) aplicado al control de dispositivos domóticos para mejorar la calidad de vida de las personas con grave discapacidad

Design, development and assessment of a Brain Computer Interface (BCI) system applied to control domotic and electronic devices in order to improve the quality of life of people with severe disabilities

Hornero R, Corralejo R, Álvarez D, Martín L

Grupo de Ingeniería Biomédica. Universidad de Valladolid. E.T.S. Ingenieros de Telecomunicación, Valladolid, España.

Esta investigación ha sido financiada por FUNDACIÓN MAPFRE

Resumen

Objetivo: El objetivo del presente trabajo consiste en diseñar, desarrollar y validar una aplicación de control domótico a partir de la señal de electroencefalograma (EEG) empleando un sistema Brain Computer Interface (BCI) basado en potenciales P300 para incrementar la autonomía de las personas dependientes en el hogar.

Material y métodos: Se ha implementado una aplicación domótica a partir de un sistema BCI basado en potenciales evocados P300 empleando la señal EEG del usuario. El sistema se aplicó a nueve usuarios con grave discapacidad, procedentes del Centro de Referencia Estatal (CRE) de Discapacidad y Dependencia de León.

Resultados: La mayoría de los usuarios fueron capaces de controlar la aplicación con una precisión superior al 65%. Tres de ellos, incluso, superaron el 85%. Estos resultados son notablemente mejores que los obtenidos mediante un sistema BCI basado en ritmos sensoriomotores.

Conclusiones: Los sistemas basados en P300 no necesitan etapa de entrenamiento ni un alto nivel de atención sostenida. Por ello, la mayoría de los usuarios consiguieron un buen control de la aplicación propuesta que permite controlar dispositivos del hogar, aumentando así su independencia y calidad de vida.

Palabras clave:

Interfaz cerebro-ordenador, electroencefalograma, discapacidad física, accesibilidad.

Abstract

Objective: The aim of this study is to design, develop and assess an application for automatic control through the electroencephalogram (EEG) signal using a P300 evoked potentials-based Brain Computer Interface (BCI) system, in order to increase the autonomy of dependent people at home.

Material and methods: An application for automatic control, by means the user's EEG signal, through a P300-based BCI system was developed. The system was applied to nine subjects, users of the National Reference Center on Disability and Dependence from León (Spain).

Results: Most of the subjects could control the application with an accuracy of 65% and upward. Three of them achieved even more than 85%. These results are significantly higher than the results achieved using a motor imagery-based BCI.

Conclusions: P300-based systems require neither a training period nor an extremely high level of attention. Due to this reason, most of users were able to control suitably the developed application, which allows them to control devices at home, improving their independence and quality of life.

Key-words:

Brain Computer Interface, electroencephalogram, motor disability, home accessibility.

Correspondencia

R Hornero

Grupo de Ingeniería Biomédica. Universidad de Valladolid

E.T.S. Ingenieros de Telecomunicación

Paseo Belén, 15. 47011 Valladolid, España.

e-mail: robhor@tel.uva.es

I Introducción

Un sistema *Brain Computer Interface* (BCI) es aquel que monitoriza la actividad cerebral y traduce determinadas características, correspondientes a las intenciones del usuario, en comandos de control de dispositivos [1]. El método más usado para registrar la actividad cerebral en estos sistemas es el electroencefalograma (EEG), ya que se trata de una técnica portátil, de bajo coste, fácil de usar y no invasiva [1].

Existen varios tipos de señales que pueden ser empleadas en el control de sistemas BCI a partir de los registros de EEG: potenciales evocados visuales (*Visual Evoked Potentials*, VEP), potenciales corticales lentos (*Slow Cortical Potentials*, SCP), potenciales evocados P300 y ritmos sensoriomotores μ y β [1]. Cuando se emplean potenciales SCP o ritmos μ y β , los sistemas BCI se denominan endógenos, ya que dependen de la capacidad del usuario para controlar la actividad EEG y es necesaria una etapa previa de entrenamiento. En el caso de utilizar potenciales VEP o P300 se habla de sistemas BCI exógenos, ya que es un estímulo externo el que provoca una actividad característica en el EEG [1]. En el presente estudio se propone el empleo de potenciales P300 para detectar las intenciones del usuario. Se trata de un pico de voltaje que aparece unos 300 ms después de la percepción de estímulos somático-sensoriales, visuales o auditivos, infrecuentes cuando se mezclan con estímulos frecuentes [1][2]. La probabilidad de aparición de este pico es mayor cuanto menos frecuente es el estímulo asociado. Presentan la ventaja de que no se necesita entrenamiento, de forma que los usuarios interactúan con el sistema desde el primer día.

En España se estima que existen 3,5 millones de personas con discapacidad, 840.000 de las cuales tienen discapacidad grave o severa para el desarrollo de actividades básicas de su vida diaria [3]. Un grupo importante dentro de este colectivo presenta una pérdida total de la autonomía física. Por lo general, las personas que tienen enfermedades que no les permiten controlar sus músculos, debido a enfermedades neurodegenerativas o a accidentes que dañan la médula espinal, suelen mantener su capacidad intelectual intacta, por lo que su cuerpo se convierte en una cárcel que no les permite comunicarse. El objetivo de este estudio consiste en diseñar, desarrollar y validar una aplicación asistiva que permita controlar mediante órdenes cerebrales diferentes dispositivos electrónicos presentes habitualmente en la vivienda.

Para interpretar la intención del usuario a partir de su actividad cerebral es necesario desarrollar tres etapas fundamentales de procesado de la señal de EEG: extracción, selección y clasificación de características. Los métodos de extracción de características realizan distintas combinaciones

y transformaciones sobre la señal para extraer la mayor cantidad de información relevante con la mayor capacidad discriminatoria posible. A continuación, los métodos de selección permiten identificar un grupo de características más reducido que comprenda aquellas que aportan la información más relevante. Finalmente, los clasificadores aplican diferentes modelos estadísticos para determinar la intención del usuario. En el presente estudio se ha empleado el análisis discriminante lineal paso a paso (*Stepwise Linear Discriminant Analysis*, SWLDA) para agrupar y clasificar la información extraída del EEG [4].

Se espera que la investigación desarrollada permita aumentar la independencia y calidad de vida de las personas con discapacidad física grave. Para ello, la aplicación BCI tendrá presente las necesidades de los usuarios finales cubriendo diferentes necesidades, principalmente de comunicación, entretenimiento y confort. La aplicación implementada será validada por usuarios con grave discapacidad del Centro de Referencia Estatal (CRE) de Discapacidad y Dependencia de San Andrés del Rabanedo (León).

I Material y métodos

Sujetos bajo estudio

La población bajo estudio está formada por usuarios del CRE de Discapacidad y Dependencia. El criterio empleado a la hora de seleccionar a los sujetos participantes en el estudio fue el de presentar algún tipo de discapacidad física en mayor o menor grado. De acuerdo a estos criterios y a la disponibilidad del centro, los terapeutas del CRE seleccionaron un total de nueve sujetos. Todos ellos presentaban algún tipo de discapacidad motora, no presentando ninguno de ellos problemas cognitivos severos. Los sujetos incluidos en el estudio fueron personas de ambos sexos y mayores de 18 años. La edad media de los sujetos fue de 46 ± 9 años. Cada uno de ellos fue informado y preguntado sobre su participación en el estudio, dando su consentimiento para formar parte del mismo. La Tabla 1 muestra los datos relativos a edad, sexo y discapacidad de los usuarios participantes.

Registro de la señal de EEG para la detección de potenciales P300

Se empleó el amplificador de señales biomédicas g.US-Bamp (g.tec, Austria) para registrar la señal de EEG de los canales seleccionados, empleando una frecuencia de muestreo de 256 Hz. Las señales se registraron monopolarmente, tomando como referencia y tierra dos electrodos colocados en las orejas. Se aplicó un filtrado paso banda entre 0.1

Tabla 1. Datos de los usuarios participantes en el estudio

Usuario	Sexo	Edad	Diagnóstico
U1	H	59	Malformación de Arnold-Chiari
U2	M	46	Ataxia degenerativa del adulto
U3	M	41	Parálisis cerebral
U4	M	35	Parálisis cerebral
U5	H	33	Tetraplejía traumática por lesión medular completa a nivel C1-C4
U6	M	47	Parálisis cerebral
U7	M	50	Traumatismo craneoencefálico
U8	H	48	Paraplejía por sección medular incompleta D8 a L2, de etiología traumática
U9	H	57	Neurofibromatosis, difoesciosis severa

y 60 Hz, así como un filtro de ranura a la frecuencia de la red eléctrica (50 Hz). Los valores de impedancia se mantuvieron por debajo de 5 k Ω . Concretamente, se registraron ocho canales EEG: Fz, Cz, CP3, CP4, Pz, PO3, PO4 y Oz, de acuerdo con el sistema internacional 10-20 modificado [5]. Estos canales permiten detectar tanto la respuesta P300 en torno al electrodo Cz como otros potenciales evocados sobre el córtex visual [6]. Para maximizar la relación señal a ruido se aplicó un filtro espacial CAR (*Common Average Reference*) [7].

Procesado automático de la señal de EEG

Para determinar la presencia o ausencia de potenciales evocados P300 es necesario caracterizar primero la señal EEG. Algunas de las características que se suelen extraer son el *peak picking*, el área y la covarianza [8]. El *peak picking* se basa en el cálculo de la amplitud del potencial evocado P300. Se determina la diferencia entre el punto más negativo previo a la ventana establecida, entre 220 y 500 ms una vez producido el estímulo, y el punto más alto dentro de dicha ventana [8]. El método del área se basa en calcular la suma de todos los puntos de la ventana establecida, donde aparece el P300 [8]. Para determinar la covarianza, se calcula la media de las tramas correspondientes a estímulos atendidos y, posteriormente, se calcula la covarianza entre una trama y la anterior [8].

Una vez extraídas las características, es necesario aplicar un clasificador [4]. Para ello, en el presente estudio se aplica el método SWLDA, que reduce el espacio de características de partida seleccionando las más apropiadas [2][4][8-9]. En primer lugar, los pesos de las características del espacio de partida se determinan mediante el discriminante lineal de Fisher. Posteriormente, se añaden a la función discriminante las características más significativas. A medida que se añaden características, se eliminan aquéllas menos

significativas. El proceso se repite hasta obtener un número máximo de características prefijado o hasta que ninguna satisfaga el criterio de eliminación. El sistema de propósito general BCI2000 [15] incluye este método implementado en C++. Además, determina su rendimiento en tanto por ciento, indicando así con qué precisión se detectan los potenciales P300.

Planificación de las sesiones de entrenamiento y test

Se seleccionaron los parámetros de funcionamiento empleados típicamente en sistemas BCI basados en P300 [1][2][13][16-19]. Se presenta al usuario una matriz de elementos de tamaño variable formada por botones que representan distintas opciones de control. Cada 125 ms se ilumina una fila o columna de forma aleatoria [1][2]. Cada bloque de presentación de estímulos (en el que todas las filas y columnas se han intensificado una vez) se repite 15 veces [1][2]. La duración del estímulo, típicamente de 31.25 ms [2], resultó experimentalmente demasiado corta, ya que resultaba difícil contar cuántas veces se iluminaba el botón deseado. Por ello se aumentó la duración del estímulo a 62.5 ms, de forma que la respuesta P300 seguía apareciendo tras cada estímulo y así se facilitaba la tarea a los usuarios.

Los usuarios realizaron dos tipos de sesiones: modo copia y modo libre. En primer lugar, se realizaron una o dos sesiones de toma de contacto en modo copia. Se presentaba al usuario una matriz de letras en la que las filas y las columnas se iban iluminando aleatoriamente. Se pedía al usuario que se fijase en una letra concreta y contase cuántas veces se iluminaba. A continuación, se sustituía la matriz de letras por una matriz de imágenes de distintos dispositivos y comandos de control. Posteriormente, se analizaron las señales registradas durante estas sesiones iniciales en modo copia. A partir de este análisis *offline* y empleando el método SWLDA, se creó un clasificador adaptado a cada uno de

los usuarios. Dicho clasificador se empleó en las sesiones posteriores, de control de la aplicación en modo libre. Para poder evaluar la precisión obtenida por los usuarios, estos debían seleccionar los comandos de secuencias propuestas previamente, por ejemplo: «acceder al menú del ventilador», «encender el ventilador», «activar la función de giro» y «programar su funcionamiento durante 2 horas». Para cada usuario se evaluó el grado de precisión alcanzado en el control de la aplicación, así como el porcentaje de secuencias finalizadas. En la Fig. 1 se muestra una fotografía de un usuario del CRE durante la realización de las pruebas con la aplicación BCI.

I Resultados

Aplicación BCI de control doméstico basada en potenciales P300

En primer lugar, se analizó el entorno habitual de los usuarios finales, es decir, las personas con grave discapacidad, con el objetivo de identificar sus principales necesidades. Estas necesidades fueron tenidas en cuenta en el diseño de la aplicación doméstica implementada. Así, dicha aplicación permite controlar varios dispositivos relacionados con el confort, la comunicación y el ocio. En concreto, es posible controlar los siguientes dispositivos y sus principales funcionalidades: televisor, reproductor de DVD, equipo de música, disco duro multimedia, calefactor, ventilador y teléfono.



Fig. 1. Un usuario del CRE, participante en el estudio, realiza pruebas con la aplicación BCI doméstica implementada en el presente proyecto. Se puede observar el montaje de electrodos necesario para el registro de la actividad EEG, así como el amplificador de señales biomédicas portátil.



Fig. 2. Conjunto de dispositivos domésticos y electrónicos que se pueden controlar mediante la aplicación BCI doméstica implementada: televisión, reproductor de DVD, luces, equipo de música, disco duro multimedia, calefactor, ventilador y teléfono.

Menú principal



Fig. 3. Menú principal de la aplicación BCI de control doméstico. El usuario puede acceder desde este menú a los diferentes dispositivos que controla la aplicación.

música, disco multimedia, teléfono, ventilador, calefactor y luces de una estancia. La Fig. 2 muestra el conjunto de dispositivos domésticos y electrónicos que permite controlar la aplicación desarrollada.

El funcionamiento de la aplicación implementada se describe a continuación. En primer lugar, la pantalla muestra al usuario el menú principal de la aplicación, como se muestra en la Fig. 3. Este menú consta de una matriz de 3 x 4 imágenes que representan un dispositivo o acción específica. Se muestran todos los dispositivos mencionados previamente, así como varios comandos de control: parar, pausar o reanudar la ejecución de la aplicación. Las filas y columnas de la matriz del menú principal se van intensificando aleatoriamente mientras el usuario mira fijamente la opción deseada y cuenta cuántas veces se intensifica ésta. Así, es más probable que se intensifique cualquier otra opción de la matriz que la opción deseada. Por ello, cuando ésta se intensifica aparece un potencial evocado en la actividad EEG del usuario, aproximadamente unos 300 ms

Menú Televisión



Fig. 4. Submenú de control de la televisión. Este menú está formado por una matriz de 5 x 5 imágenes. El usuario puede seleccionar diferentes acciones: encender o apagar, subir o bajar el volumen, cambiar de canal, acceder al menú de configuración o al teletexto, etc. Esta captura fue realizada durante la intensificación de la tercera columna de la matriz.

después de haberse producido el estímulo [1][2]. Dicho potencial es el llamado potencial P300. Analizando para qué fila y para qué columna aparece este potencial, la aplicación BCI determina cuál es la opción deseada por el usuario. Una vez identificada esa opción, se ejecuta la acción correspondiente (pausar, parar o reanudar) o se accede al submenú del dispositivo seleccionado. Cada submenú muestra al usuario una matriz de imágenes similar a la del menú principal. En este caso, cada imagen presenta diferentes funcionalidades del dispositivo a controlar: encender, apagar, silenciar, marcar un número de teléfono, volver al menú principal, etc. De la misma forma que para el menú principal, las filas y columnas del submenú se van a ir intensificando aleatoriamente. Mientras, el usuario mira de nuevo fijamente la opción deseada y cuenta cuántas veces se intensifica ésta. En la Fig. 4 se muestra una imagen del submenú televisión en el instante en que la tercera co-

lumna aparece intensificada. Una vez finalizadas las intensificaciones, la aplicación determina la opción deseada por el usuario y ejecuta el comando correspondiente. Por ejemplo, si el usuario seleccionase «encender las luces», la aplicación domótica ejecutaría dicho comando mediante un dispositivo emisor de infrarrojos «RedRat» [20] conectado al ordenador. Así, los usuarios pueden navegar a través de los menús de la aplicación BCI y controlar los diferentes dispositivos presentes en su entorno. Para la implementación de esta aplicación se ha empleado el sistema de propósito general BCI2000 [15] y el entorno de desarrollo Borland C++ Builder 6.

Aplicación del sistema BCI a los usuarios del CRE de Discapacidad y Dependencia

El sistema BCI de control domótico desarrollado en este estudio se ha aplicado a nueve usuarios del CRE de Discapacidad y Dependencia con diferentes grados de discapacidad física y cognitiva. La etapa de pruebas consistió en la realización de una media de cuatro sesiones por usuario con la aplicación BCI de control domótico basada en potenciales P300.

En la Tabla 2 se muestran los resultados obtenidos por los usuarios participantes en el estudio durante las pruebas realizadas con la aplicación BCI. Por un lado, se refleja el porcentaje de precisión obtenido por los usuarios durante cada sesión realizada, así como el porcentaje global obtenido a lo largo de todas sesiones teniendo en cuenta el número total de intentos. Por otro lado, se indica el porcentaje de secuencias propuestas que logró completar cada uno de los usuarios participantes en el estudio durante las sesiones de control de la aplicación BCI en modo libre (SC). Se observa que cinco usuarios fueron capaces de controlar la aplicación BCI con niveles de precisión aceptables, superiores al 65%. Además, tres de ellos incluso consiguieron una

Tabla 2. Porcentaje de precisión y de secuencias completadas (SC) obtenidos por cada usuario participante en el estudio

Nº usuario	U01	U02	U03	U04	U05	U06	U07	U08	U09
Nº sesión									
S1	95,00	7,00	96,00	82,00	92,31	55,00	25,00	46,00	37,50
S2	100,00	43,00	65,45	75,00	75,00	80,00	36,76	41,21	86,84
S3	100,00	38,00	98,00	62,50	100,00	17,68	32,08	25,00	54,05
S4	100,00	-	85,54	80,00	100,00	29,17	-	-	-
S5	97,33	-	-	51,47	93,42	-	-	-	-
Precisión media (%)	98,38	26,20	84,48	65,38	95,16	37,82	33,33	36,39	64,84
SC (%)	100,00	-	92,86	71,43	100,00	25,00	30,77	9,09	66,67

precisión media igual o superior al 85%. En el caso de estos usuarios se observa, además, que la precisión se mantuvo estable a lo largo de las diferentes sesiones. El resto de usuarios han obtenido resultados de precisión que oscilan entre el 26% y el 38%, por debajo de lo necesario para controlar la aplicación BCI adecuadamente.

El porcentaje de secuencias finalizadas está muy relacionado con la precisión obtenida por los usuarios. Los usuarios 1, 3 y 5 fueron capaces de completar prácticamente todas las secuencias propuestas, obteniendo unos porcentajes de finalización del 100%, 93% y 100%, respectivamente. Al tratarse de los tres usuarios que mayor precisión alcanzaron, es razonable que les resultase más sencillo completar correctamente las secuencias propuestas durante las sesiones. Por su parte, los usuarios 4 y 9 finalizaron un porcentaje menor de secuencias, un 71% y 67%, respectivamente. El resto de usuarios completaron menos del 50% de las secuencias propuestas, lo cual era esperable dado el bajo nivel de precisión que obtuvieron.

I Discusión

Los resultados obtenidos por los usuarios participantes en el estudio a la hora de controlar la aplicación BCI doméstica son prometedores. Ninguno de los usuarios tenía experiencia previa con sistemas BCI basados en potenciales evocados P300. A pesar de ello, cinco de los nueve usuarios fueron capaces de controlar la aplicación BCI con un nivel de precisión aceptable, superior al 65%. Tres de ellos, además, obtuvieron una precisión media que fue igual o superior al 85%.

Los usuarios 1 y 5 obtuvieron una precisión media de 98% y 95%, respectivamente. Ambos usuarios fueron capaces de controlar la aplicación desde la primera sesión y mantuvieron resultados de precisión estables a lo largo de las sesiones. Incluso, lograron finalizar varias de las sesiones sin cometer ningún fallo y consiguiendo así una precisión del 100%. Además, estos dos usuarios fueron los únicos que lograron finalizar completamente todas las secuencias de control propuestas durante las sesiones en modo libre, obteniendo un porcentaje de secuencias completadas del 100%. Estos dos usuarios presentaban únicamente discapacidad física. La ausencia de problemas cognitivos posiblemente ha facilitado su capacidad de manejo y comprensión de la aplicación. En el caso de ambos usuarios el análisis *offline* de las señales registradas demuestra la existencia de un prominente pico de potencial evocado P300. Para valorar la calidad de dicho potencial se emplea el factor r^2 . Se trata de un estadístico que determina la previsibilidad de que la respuesta en el usuario se haya produ-

cido debido a la intensificación de la opción deseada. En la Fig. 5 se muestra una representación del factor r^2 respecto del tiempo en los ocho canales EEG registrados y para el usuario 5. Se observa que el valor máximo de r^2 se produce en los canales 7 (PO4) y 8 (Oz) en torno a 300 ms. Estos valores máximos son del orden de $3 \cdot 10^{-2}$, es decir, son valores adecuados, por lo que resultará más sencillo determinar correctamente cuál es la opción deseada por el usuario. En la Fig. 6 se muestra el promedio de la señal registrada en el canal Oz como respuesta del usuario a los estímulos atendidos (las opciones deseadas por el usuario) y los no atendidos (el resto de opciones presentes en la pantalla). Se puede apreciar claramente la existencia del potencial P300: para los estímulos atendidos aparece un pico negativo de gran amplitud en torno a 280 ms, con una tendencia claramente distinta a la existente para los estímulos no atendidos por el usuario.

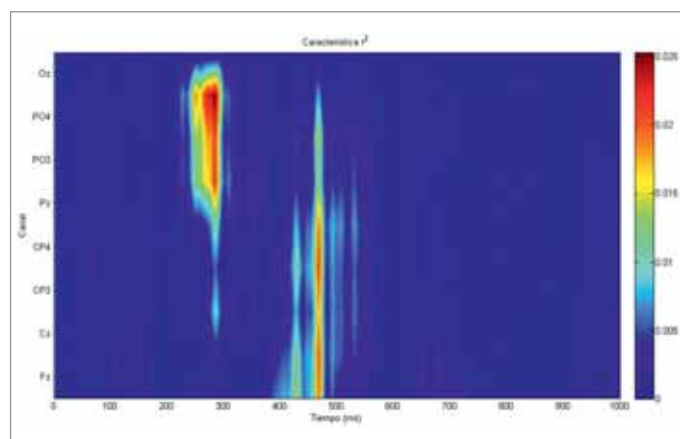


Fig. 5. Factor r^2 respecto del tiempo para todos los canales EEG registrados obtenido para el usuario 5.

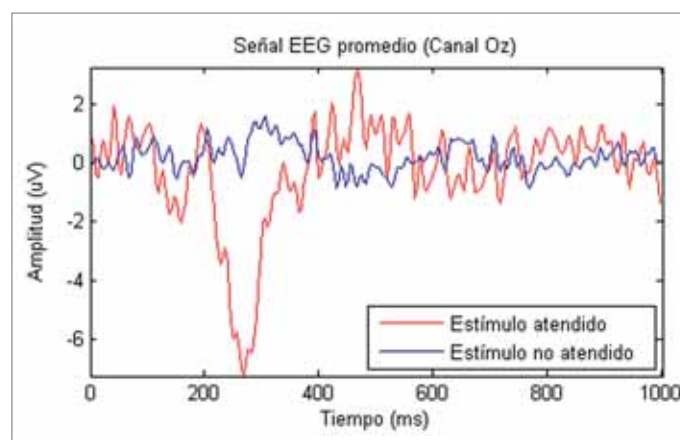


Fig. 6. Señal EEG promedio en el canal Oz para los estímulos atendidos (línea roja) y no atendidos (línea azul) por el usuario 5.

Por su parte, los usuarios 3, 4 y 9 obtuvieron una precisión media del 85%, 65% y 65%, y un porcentaje de secuencias finalizadas del 93%, 71% y 67%, respectivamente. El usuario 3 mantuvo niveles estables de precisión durante todas las sesiones. En el caso de los usuarios 4 y 9, se observa que su rendimiento fue bastante bueno durante algunas sesiones, pero disminuyó mucho en el resto. Los tres usuarios presentaban discapacidad física y también discapacidad cognitiva leve. En este caso la discapacidad cognitiva no impidió que estos usuarios fueran capaces de manejar adecuadamente la aplicación desarrollada.

En el caso de los usuarios 6, 7 y 8 se obtuvieron valores de precisión entre el 33% y el 38% y porcentajes de secuencias completadas del 25%, 31% y 9%, respectivamente. Los usuarios 7 y 8 no consiguieron controlar la aplicación con una precisión superior al 50% durante ninguna de las sesiones realizadas, mientras que el usuario 6 sí que obtuvo durante al menos una sesión un resultado alto de precisión, un 80%. Esto sugiere que tal vez dedicando más tiempo este usuario podría conseguir aumentar la precisión global y controlar la aplicación de forma aceptable. Estos usuarios presentaban problemas cognitivos además de su discapacidad física. Probablemente, debido a esa discapacidad cognitiva presentan más dificultad para concentrarse y atender a la tareas propuestas y necesitan más tiempo para acostumbrarse a la aplicación BCI y aprender a manejarla con soltura.

Por último, el usuario 2 ha sido el que ha obtenido el resultado de precisión más bajo. En su caso, no fue posible realizar ninguna sesión de control de la aplicación en modo libre, ya que no fue posible localizar el potencial evocado para configurar el clasificador. Se realizó un análisis *offline* de los registros EEG obtenidos durante las sesiones realizadas y se observó que el potencial P300 evocado en este usuario presentaba una amplitud muy pequeña, incluso muchas veces era inapreciable. En la Fig. 7 se muestra el promedio de la señal EEG registrada en el canal Oz como respuesta del usuario para los estímulos atendidos y los no atendidos. Se puede observar que no existen grandes diferencias entre las respuestas a ambos tipos de estímulos, puesto que la evolución de ambas señales es bastante similar. Se aprecia que en torno a 200 ms la amplitud en el caso de los estímulos atendidos disminuye a valores más bajos, pero inmediatamente vuelve a alcanzar valores y tendencias similares a los de los estímulos no atendidos. Además, el valor máximo de r^2 para este usuario es del orden de $9 \cdot 10^{-4}$, es decir, es demasiado bajo, por lo que no siempre resultará sencillo determinar correctamente cuál es la opción deseada por este usuario.

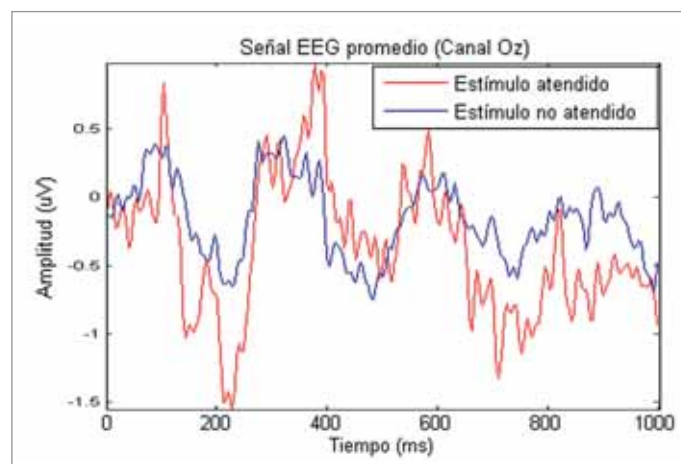


Fig. 7. Señal EEG promedio en el canal Oz para los estímulos atendidos (línea roja) y no atendidos (línea azul) por el usuario 2.

La mayoría de los estudios relativos a sistemas BCI se aplican a personas sanas. Sin embargo, en algún estudio sí que se han aplicado a usuarios finales, es decir, a personas con grave discapacidad. En el estudio de Hoffman *et al.* [19] participaron cinco sujetos con diferente tipo de discapacidad: parálisis cerebral, esclerosis múltiple, esclerosis lateral amiotrófica (ELA), daño medular y encefalopatía. Todos los participantes excepto uno lograron controlar adecuadamente el sistema BCI diseñado, obteniendo una precisión del 100%. Sin embargo, estos resultados no pueden ser comparados directamente con los del presente estudio ya que el paradigma que se empleó fue bastante diferente, puesto que únicamente se mostraban seis imágenes al usuario que se intensificaban aleatoriamente de una en una. Además, cada usuario realizó únicamente dos sesiones con la aplicación BCI. Por otro lado, en el estudio de Nijboer *et al.* [18] participaron ocho sujetos con esclerosis lateral amiotrófica (ELA) empleando un sistema BCI basado en P300 con el paradigma de una matriz de 6 x 6 caracteres. Únicamente cuatro sujetos llegaron a controlar de forma adecuada el sistema BCI basado en P300, obteniendo resultados de precisión media del 82%, 65%, 58% y 83%. La etapa de realización de pruebas de dicho estudio se prolongó durante 40 semanas y se demostró, además, que para dichos usuarios la amplitud y latencia del potencial evocado P300 se mantuvo bastante estable durante ese tiempo. Los resultados obtenidos en dicho trabajo son similares a los del presente estudio, aunque en nuestro caso el porcentaje de usuarios que llegaron a controlar la aplicación fue ligeramente superior: cinco usuarios de nueve, frente a cuatro usuarios de ocho; y en tres casos se lograron precisiones superiores, del 85%, 95% y 98%.

Los usuarios 1, 2 y 3 habían participado en un estudio previo de control de una aplicación BCI domótica basada en ritmos sensoriomotores [21]. De ellos, únicamente el primero fue capaz de llegar a controlar la aplicación desarrollada y la precisión máxima que obtuvo fue del 70%. Los sistemas BCI basados en ritmos sensoriomotores requieren de una gran capacidad de concentración y atención sostenida. En el presente estudio se propuso el empleo de una aplicación BCI basada en potenciales evocados P300 para tratar de superar esa limitación, que afectaba sobre todo a quienes presentaban algún tipo de problema cognitivo. Con la aplicación propuesta se ha comprobado que los resultados han mejorado al menos en dos de los tres usuarios participantes. En el caso del usuario 2, no llegó a controlar la aplicación basada en ritmos sensoriomotores ni ha conseguido hacerlo con la aplicación basada en P300. Sin embargo, el usuario 1 ha logrado mejorar la precisión obtenida empleando ritmos sensoriomotores (70%), alcanzando ahora una precisión media del 98%. En el caso del usuario 3, se ha pasado de no lograr controlar la aplicación basada en ritmos sensoriomotores a obtener muy buenos resultados con la aplicación basada en P300, consiguiendo una precisión media del 85%. Este resultado sugiere que los sistemas BCI basados en potenciales P300 son más adecuados para las personas con grave discapacidad física, ya que en muchos casos llevan asociada también algún tipo de discapacidad cognitiva. La capacidad de estos usuarios a la hora de controlar la aplicación está relacionada con el tipo y nivel de daño cerebral que padecen. Además, los sistemas basados en P300 presentan otras ventajas frente a los que emplean ritmos sensoriomotores, ya que los primeros permiten al usuario elegir entre muchas más opciones de una sola vez. Así, se ofrecen muchas más opciones al usuario de una sola vez y, por lo tanto, puede acceder a ellas de forma más rápida.

La aplicación domótica implementada en el presente estudio permite al usuario controlar varios dispositivos presentes en su entorno habitual: TV, DVD, equipo de música, disco multimedia, teléfono, luces, calefactor y ventilador. Así, los usuarios pueden interactuar de forma sencilla con el entorno que les rodea, incrementando su independencia y mejorando su calidad de vida. Esta aplicación podría ampliarse en un futuro para permitir el control de cualquier dispositivo presente en un hogar digital. Sería posible incorporar nuevos interfaces de control a la aplicación: Bluetooth, Ethernet, Wireless, etc. De esta forma, las personas con discapacidad podrían acceder con mayor autonomía a todos los dispositivos que se encuentran en su entorno habitual, disminuyendo su dependencia de cuidadores, enfermeros, familiares, etc.

El presente estudio presenta ciertas limitaciones que deben señalarse. La principal es el tiempo necesario para la realización de pruebas. Realizar cada una de las sesiones conlleva, además del tiempo de interacción del usuario con la aplicación, mucho tiempo de preparación y montaje. En concreto, la parte que más tiempo requiere es la correcta colocación del gorro y los electrodos. Para obtener una buena calidad de la señal registrada es necesario que el contacto entre el electrodo y el cuero cabelludo sea bueno, es decir, que la impedancia entre ambos sea baja, siendo deseable que sea menor de 5 k Ω . Para ello es necesario apartar bien el pelo de la zona donde se va a situar el electrodo y aplicar repetidamente un gel para preparar la piel y un gel conductor. Este proceso se realiza para cada canal EEG hasta comprobar que los valores de impedancia son adecuados. Además de consumir mucho tiempo, este proceso también conlleva la desventaja de que puede influir en el estado de ánimo y la motivación de los usuarios, puesto que desde que empieza la colocación del gorro hasta que termina y puede comenzar la sesión de pruebas transcurre mucho tiempo. En futuros estudios, para solventar esta limitación se propone el empleo de electrodos activos. Dichos electrodos incorporan un amplificador que permite obtener una señal de buena calidad en muy poco tiempo, ya que simplemente es necesario colocar el electrodo y aplicar un poco de gel conductor para conseguir un buen contacto. Por otro lado, en el presente estudio han participado únicamente nueve sujetos. Sería recomendable ampliar el estudio a una muestra de población mayor, de forma que los resultados obtenidos puedan ser más generalizables. Puesto que el uso de electrodos activos permite reducir la duración de cada sesión, su empleo favorecería la participación de más usuarios en futuros estudios. Por último, en futuros estudios sería conveniente la incorporación de nuevos métodos de procesamiento de la señal EEG al sistema desarrollado. De esta forma se podría mejorar la detección de los potenciales evocados en aquellos usuarios que presentan mayor dificultad para controlar la aplicación.

En resumen, la aplicación domótica implementada en el presente estudio permite al usuario controlar varios dispositivos presentes en su entorno habitual atendiendo a necesidades de confort, comunicación y ocio, incrementando su autonomía personal. Cinco de los nueve usuarios participantes en el estudio controlaron la aplicación con valores medios de precisión superiores al 65%. Tres de ellos obtuvieron precisiones superiores al 85%. Estos resultados son prometedores y mejoran los obtenidos por usuarios reales con aplicaciones BCI basadas en ritmos sensoriomotores. Es decir, las aplicaciones basadas en P300 parecen más adecuadas para las personas con grave discapacidad. ■

Agradecimientos

Este estudio ha sido financiado por las «Ayudas a la Investigación 2010» de FUNDACIÓN MAPFRE y por el Instituto de Mayores y Servicios Sociales (IMSERSO) mediante el proyecto de investigación 84/2010 del Ministerio de Sanidad, Política Social e Igualdad. R. Corralejo y D. Álvarez son beneficiarios de una ayuda PIRTU financiada por la Consejería de Educación de la Junta de Castilla y León y el Fondo Social Europeo (FSE).

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Wolpaw JR, Birbaumer N, McFarland DJ, Pfurtscheller G, Vaughan TM. Brain-computer interfaces for communication and control. *Clin Neurophysiol* 2002; 113:767-91.
2. Donchin E, Spencer KM, Wijesinghe R. The Mental Prosthesis: Assessing the Speed of a P300-Based Brain-Computer Interface. *IEEE Trans Rehabil Eng* 2000; 8:174-9.
3. Instituto Nacional de Estadística. Encuesta de Discapacidad, Autonomía Personal y Situaciones de Dependencia. 2008. Disponible: <http://www.ine.es>. Última consulta: 17 de enero de 2012.
4. Krusienski DJ, Sellers EW, Cabestaing F, Bayouh S, McFarland DJ, Vaughan TM, *et al*. A comparison of classification techniques for the P300 Speller. *J Neural Eng* 2006; 3:299-305.
5. Jasper HH. The ten twenty electrode system of the International Federation. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol* 1958; 10:371-5.
6. Schalk G, Mellinger J. BCI2000 Bulletin Board: Channels for P300 Experiments. Disponible: <http://www.bci2000.org/phpbb/viewtopic.php?f=2&t=918&p=3263>. 2011.
7. McFarland DJ, McCane LM, David SV, Wolpaw JR. Spatial Filter Selection for EEG-based Communication. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol* 1997; 103:386-94.
8. Farwell LA, Donchin E. Talking off the top of your head: toward a mental prosthesis utilizing event-related brain potentials. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol* 1988; 70:510-23.
9. Cossio EG, Gentiletti GG. 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. *Rev Ing Biomed* 2008; 2:26-33.
10. Fisher RA. The use of multiple measurements in taxonomic problems. *Ann Eugen* 1936; 7:179-88.
11. Escolano C, Murguialday AR, Matuz T, Birbaumer N, Mínguez J. A telepresence robot system operated with a P300-based Brain Computer Interface: Initial tests with ALS patients. *Proc of 23rd Annual Int Conf IEEE EMBS, Buenos Aires, Argentina, 2010*, pp. 4476-80.
12. Nam CS, Jeon Y, Li Y, Kim YJ, Yoon HY. Usability of the P300 Speller: Towards a More Sustainable Brain-Computer Interface. *Int J Hum-Comput Int* 2009; 1:111-25.
13. Iturrate I, Antelis JM, Kübler A, Mínguez J. A Noninvasive brain-actuated wheelchair based on a P300 neurophysiological protocol and automated navigation. *IEEE Trans Robotic* 2009; 25:614-27.
14. Krusienski DJ, Sellers EW, McFarland DJ, Vaughan TM, Wolpaw JR. Toward enhanced P300 speller performance. *J Neurosci Methods* 2008; 167:15-21.
15. Schalk G, Mellinger J. A Practical guide to brain - computer interfacing with BCI2000. London: Springer-Verlag; 2010.
16. Mugler EM, Ruf CA, Halder S, Bensch M, Kübler A. Design and implementation of a P300-based brain-computer interface for controlling an internet browser. *IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng* 2010; 18:599-609.
17. Escolano C, Antelis J, Mínguez J. Human brain-teleoperated robot between remote places. *Proc 2009 IEEE Int Conf Robotics and Automation (ICRA)*. Kobe, Japón, 2009, pp. 4430-7.
18. Nijboer F, Sellers EW, Mellinger J, Jordan MA, Matuz T, Furdea A *et al*. A P300-based brain - computer interface for people with amyotrophic lateral sclerosis. *Clin Neurophysiol* 2008; 119:1909-16.
19. Hoffmann U, Vesin JM, Ebrahimi T, Diserens K. An efficient P300-based brain-computer interface for disabled subjects. *J Neurosci Methods* 2008; 167:115-25.
20. RedRat Ltd. Website. Disponible: <http://www.redrat.co.uk>. Última consulta: 10 de noviembre de 2011.
21. Corralejo R, Hornero R, Álvarez D. A domestic control system using brain computer-interface (BCI). *Proc 11th Int Work Conference on Artificial Neural Networks (IWANN 2011)*. Torremolinos, España, 2011, 6691:345-52.

Conflicto de intereses

Los autores hemos recibido ayuda económica de FUNDACIÓN MAPFRE para la realización de este trabajo. No hemos firmado ningún acuerdo por el que vayamos a recibir beneficios u honorarios por parte de alguna entidad comercial o de FUNDACIÓN MAPFRE.