Evaluación de un sistema BCI de control domótico basado en potenciales P300 aplicado a usuarios con grave discapacidad

R. Corralejo[1], D. Álvarez[1], R. Hornero[1]

[1]Grupo de Ingeniería Biomédica, Universidad de Valladolid
E. T. S. de Ingenieros de Telecomunicación, Paseo Belén 15, 47011 – Valladolid, España
Teléfono: +34 983185570, Fax: +34 983423667
e-mail: rebeca.corralejo@uva.es, dalvgon@ribera.tel.uva.es, robhor@tel.uva.es

Resumen. Los sistemas Brain Computer Interface (BCI) traducen las intenciones del usuario, identificadas a partir de la actividad cerebral, en comandos de control. El objetivo del presente estudio es diseñar, desarrollar y validar una aplicación domótica a partir de la señal de electroencefalograma (EEG) empleando potenciales evocados P300. Se pretende incrementar la autonomía de las personas dependientes en su entorno habitual. El sistema se aplicó a 9 usuarios con grave discapacidad, procedentes del CRE de Discapacidad y Dependencia. La mayoría de los usuarios controlaron la aplicación con una precisión superior al 65%, incluso tres de ellos superaron el 85%. Estos resultados son notablemente mejores que los obtenidos empleando ritmos sensoriomotores, ya que los sistemas basados en P300 no necesitan una etapa previa de entrenamiento ni un alto nivel de concentración. Así, se consigue un control más preciso de la aplicación, mejorando la independencia y calidad de vida de las personas dependientes.

Palabras clave: Brain Computer Interface; electroencefalograma; discapacidad; dependencia; accesibilidad.

1. 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 un dispositivo [1]. El método más utilizado para registrar dicha actividad cerebral es el electroencefalograma (EEG), ya que se trata de una técnica portátil, de bajo coste, fácil de usar y no invasiva [1]. Existen diferentes tipos de sistemas BCI en función de la señal de control empleada: potenciales corticales lentos (*Slow Cortical Potentials*, SCP), potenciales evocados visuales de estado estable (*Steady State Visually Evoked Potentials*, SSVEP), potenciales evocados P300 y ritmos sensoriomotores [1]. Cuando se emplean SCP o ritmos sensoriomotores, 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 los potenciales SSVEP o P300 se habla de sistemas BCI exógenos, ya que es un estímulo externo el que provoca una actividad cerebral característica en el usuario [1].

El objetivo principal del presente estudio consiste en diseñar, desarrollar y validar una aplicación asistiva que permita controlar mediante órdenes cerebrales diferentes dispositivos domóticos y electrónicos presentes habitualmente en el hogar. Para ello, se propone el empleo de un sistema BCI basado en potenciales evocados P300. Dicho potencial es 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. Este tipo de sistemas no necesitan una etapa previa de entrenamiento ni un nivel de concentración extremadamente elevado, de forma que los usuarios pueden interaccionar con la aplicación BCI más rápidamente. Se pretende aumentar la independencia y calidad de vida de las personas con

discapacidad física grave, por lo que la aplicación implementada será utilizada por personas dependientes con grave discapacidad procedentes del Centro de Referencia Estatal (CRE) de Discapacidad y Dependencia de San Andrés de Rabanedo (León). Así, la aplicación gestionará diferentes dispositivos y servicios del hogar y entorno habitual, cubriendo diferentes necesidades, principalmente de comunicación, entretenimiento y confort.

2. Metodología

2.1. Registro de la señal EEG y sujetos participantes en el estudio

Para el registro de la señal EEG se utilizó el amplificador g.USBamp (g.tec, Austria), empleando una frecuencia de muestreo de 256 Hz. Las señales se registraron monopolarmente, tomando la referencia en la oreja izquierda y la tierra en la oreja derecha. Se realizó un filtrado paso banda entre 0.1 y 60 Hz y se aplicó un filtro de ranura a la frecuencia de la red eléctrica (50 Hz). Los valores de impedancia se mantuvieron por debajo de 5 kΩ. Se seleccionaron ocho canales EEG para el estudio: *Fz*, *Cz*, *CP3*, *CP4*, *Pz*, *PO3*, *PO4* y *Oz*, de acuerdo con el sistema internacional 10–20 [3]. Estos canales permiten detectar tanto la respuesta P300 en torno al electrodo *Cz* como otros potenciales evocados sobre el córtex visual [4]. En la Figura 1, se muestra la localización espacial de dichos canales. Para maximizar la relación señal a ruido (*Signal to Noise Ratio*, SNR) se aplicó un filtro espacial CAR (*Common Average Reference*) [5].

La población bajo estudio estuvo formada por nueve usuarios del CRE de Discapacidad y Dependencia de León. 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, mayores de 18 años y sin límite de edad. La edad media de los sujetos fue de 46.20 ± 8.84 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 la edad, el sexo y la discapacidad que presentan los usuarios participantes.

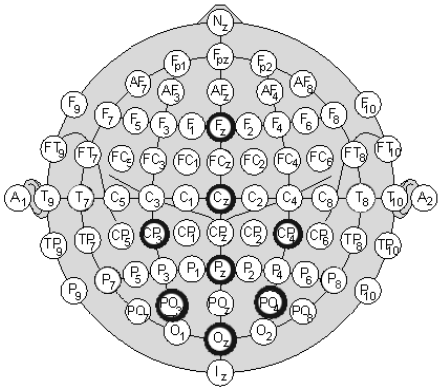


Figura 1. Localización espacial de los canales EEG empleados en el estudio.

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

Tabla 1. Datos de los usuarios participantes en el estudio.

2.2. Procesado de la señal EEG y planificación de las sesiones con la aplicación BCI domótica

Para determinar la presencia o ausencia de potenciales evocados P300, en primer lugar, se caracteriza la señal de EEG mediante su amplitud en espacio y tiempo [6]. A continuación, se aplica un análisis discriminante lineal paso a paso (*StepWise Linear Discriminant Analysis*, SWLDA). SWLDA reduce el espacio de características de partida seleccionando las más apropiadas, que se incluirán en la función discriminante [2, 7, 8, 9, 10, 11, 12, 13, 14]. En primer lugar, se determinan los pesos de las características del espacio de partida mediante el discriminante lineal de Fisher (*Fisher's Linear Discriminant*, FLD). Posteriormente, las características más significativas se van añadiendo a la función discriminante a la vez que se van eliminando las menos significativas hasta que se obtiene un número máximo de características prefijado, o bien, hasta que no haya características que satisfagan el criterio de eliminación.

Para la realización de sesiones de control de la aplicación BCI domótica se seleccionaron los parámetros de funcionamiento típicamente empleados en sistemas BCI basados en P300 o en el paradigma *oddball* [1, 2, 13, 15, 16, 17, 18]. Este paradigma se basa en presentar al usuario una matriz de elementos de tamaño variable formada por iconos que representan distintas opciones. Cada 125 ms, se ilumina una fila o columna de la matriz de forma aleatoria [1, 2] y 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 se fijó en 62,5 ms para facilitar a los usuarios finales la tarea de contar cuántas veces se ilumina la opción deseada. Los usuarios de la aplicación realizaron dos tipos de sesiones: modo copia y modo libre. En primer lugar, se realizaron una o dos sesiones de toma de contacto con el sistema BCI en modo copia. Se presentaba al usuario una matriz de letras o imágenes en la que las filas y las columnas se iban iluminando aleatoriamente. Se pedía al usuario que se fijase en una letra o imagen concreta y contase cuántas veces se iluminaba ésta. A continuación, se realizaron sesiones de control de la aplicación domótica en modo libre. Para poder evaluar la precisión obtenida por los usuarios, éstos debían seleccionar los comandos de distintas secuencias propuestas previamente, como por ejemplo: "acceder al menú del ventilador", "encender el ventilador", "activar la función de giro" y "programar su funcionamiento durante 2 h". Para cada usuario se evaluó el grado de precisión alcanzado en el control de la aplicación así como el porcentaje de secuencias finalizadas.

3. Resultados y discusión

3.1. Aplicación BCI de control domótico basada en potenciales P300

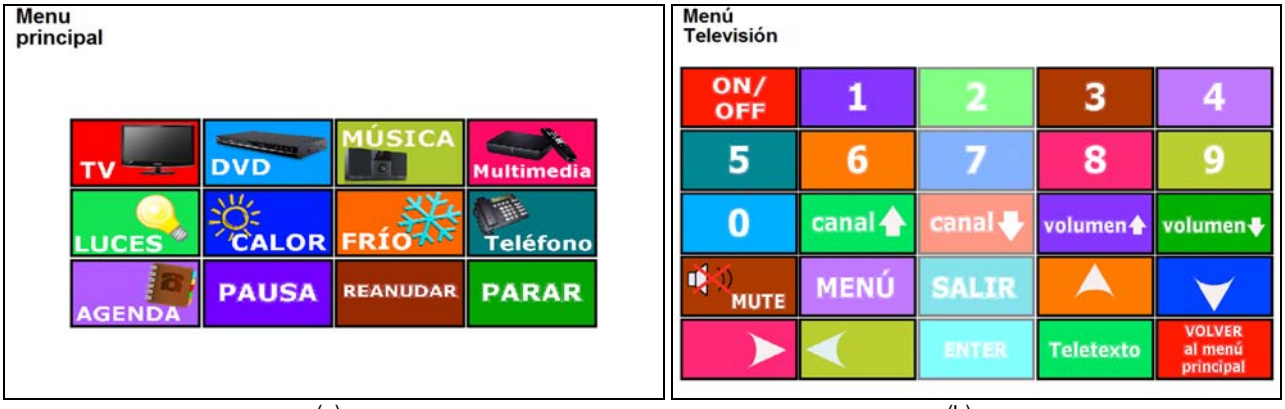
Tras realizar un estudio del entorno habitual de los usuarios finales, es decir, las personas con grave discapacidad, se identificaron sus principales necesidades. Dichas necesidades fueron tenidas en cuenta en el diseño de la aplicación domótica implementada. Así, esta aplicación permite controlar varios 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 multimedia, teléfono, ventilador, calefactor y luces de una estancia.

El funcionamiento de la aplicación implementada se describe a continuación. En primer lugar, la pantalla muestra al usuario el menú principal de la aplicación, que se muestra en la Figura 2(a). Dicho 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 después de haberse producido el estímulo [1, 2]. Analizando para qué fila y para qué columna aparece dicho potencial, la aplicación 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 Figura 2(b), se muestra una imagen del submenú televisión. Una vez finalizadas las intensificaciones, la aplicación determina la opción deseada por el usuario y ejecuta el comando correspondiente. Por ejemplo, si el usuario selecciona "encender las luces" la aplicación domótica ejecuta dicho comando mediante un dispositivo emisor de infrarrojos "RedRat" [19]. 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 empleó el sistema BCI2000 [6].

3.2. 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 diferente grado de discapacidad, física y cognitiva. Las pruebas consistieron en una media de cuatro sesiones por usuario con la aplicación BCI de control domótico. En la Tabla 2 se muestran los resultados obtenidos. Por un lado, se indica el porcentaje de precisión conseguido durante cada sesión, así como el porcentaje global obtenido a lo largo de todas las sesiones. Por otro lado, se indica el porcentaje de secuencias completamente finalizadas durante las sesiones de control en modo libre (SC). Cinco usuarios fueron capaces de controlar la aplicación BCI con niveles de precisión aceptables, superiores al 65%. Además, tres de ellos consiguieron incluso una precisión media igual o superior al 85%. En el caso de estos usuarios se observa también que la precisión se mantuvo estable a lo largo de las



(a) (b)

Figura 2. (a) Menú principal de la aplicación BCI de control domótico desde el cual el usuario accede a los diferentes dispositivos domóticos. (b) Submenú de control de la televisión, 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. En esta captura se encuentra intensificada la tercera columna de la matriz.

Nº usuario / Nº sesión	U01	U02	U03	U04	U05	U06	U07	U08	U09
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

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

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.

Analizando los resultados más detalladamente, se observa que los usuarios 1 y 5 obtuvieron los resultados de precisión más elevados (98% y 95%). Ambos pudieron controlar la aplicación desde la primera sesión incluso finalizaron varias sesiones sin cometer ningún fallo. Además, los dos finalizaron completamente todas las secuencias de control propuestas durante las sesiones en modo libre. La ausencia de problemas cognitivos facilitó su capacidad de control de la aplicación. El análisis *offline* de las señales registradas muestra la existencia de un prominente potencial P300 para ambos usuarios. Para valorar la calidad de este potencial se emplea el factor r^2. Se trata de un estadístico que determina la previsibilidad de que la respuesta se haya producido debido a la intensificación de la opción deseada. El usuario 5, obtuvo valores máximos de r^2 de $3 \cdot 10^{-2}$, valores adecuados, por lo que resulta sencillo determinar correctamente cuál es la opción deseada. En la Figura 3(a) se muestra el promedio de la señal EEG 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 aprecia perfectamente 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.

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. A pesar de que dos de ellos presentaban discapacidad cognitiva leve, fueron capaces de manejar adecuadamente la aplicación. 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. El usuario 6 obtuvo durante al menos una sesión un resultado alto de precisión (80%) por lo que quizá dedicando más tiempo podría mejorar su precisión global y controlar la aplicación de forma aceptable. Las dificultades de estos usuarios para controlar la aplicación se han debido en el caso de los usuarios 6 y 7 a los problemas cognitivos que presentan y en el caso del usuario 8 a la falta de atención y motivación durante la realización de las pruebas con el sistema BCI.

Por último, el usuario 2 obtuvo el resultado de precisión más bajo. Este usuario no realizó ninguna sesión de control de la aplicación en modo libre, ya que el análisis *offline* mostró que su potencial P300 presentaba una amplitud muy pequeña, incluso a veces inapreciable. En la Figura 3(b) se muestra la respuesta de este usuario a los estímulos atendidos y no atendidos. Se observa que no existen grandes diferencias entre las respuestas a ambos tipos de estímulos, ya que la evolución de ambas señales es bastante similar. En torno a 200 ms la amplitud para los estímulos atendidos disminuye a valores más bajos pero inmediatamente vuelve a alcanzar valores y tendencia similares a la de los no atendidos. Además, el valor máximo de r^2 fue de $9 \cdot 10^{-4}$, demasiado bajo, por lo que no resulta sencillo determinar correctamente la opción deseada.

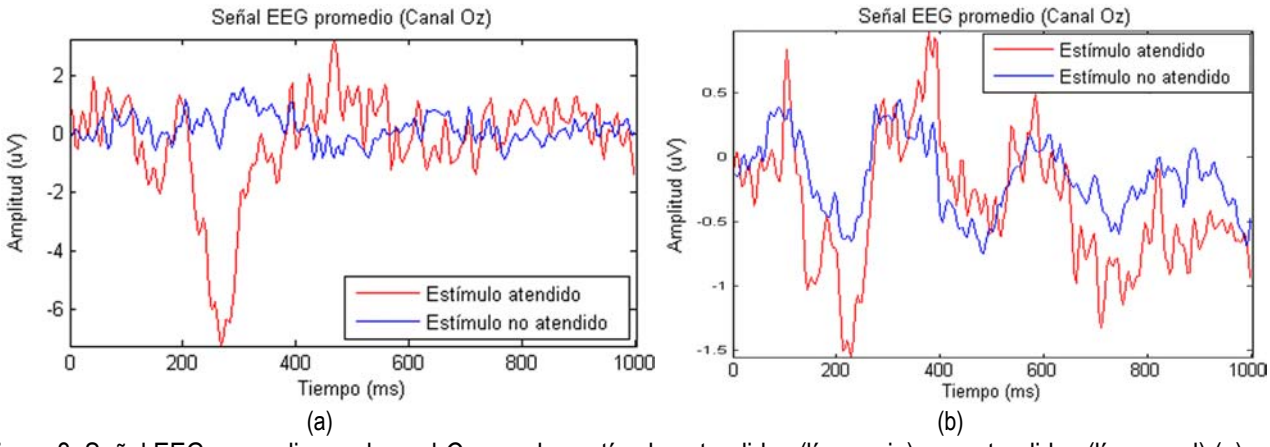


Figura 3. Señal EEG promedio en el canal *Oz* para los estímulos atendidos (línea roja) y no atendidos (línea azul) (a) por el usuario 5, (b) por el usuario 2.

La mayoría de los estudios relativos a sistemas BCI se realizan con personas sanas. Sin embargo, algún estudio sí que se ha aplicado a personas con discapacidad. En el estudio de Hoffman et al. [18] 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, obteniendo una precisión del 100%. Sin embargo, estos resultados no pueden compararse directamente con los del presente estudio ya que el paradigma era muy diferente: se realizaron dos sesiones en las que únicamente se mostraban 6 imágenes que se intensificaban aleatoriamente de una en una. Por otro lado, en el estudio de Nijboer et al. [17] participaron ocho pacientes de ELA con el paradigma típico de una matriz de 6 x 6 caracteres. Sólo cuatro sujetos controlaron de forma adecuada el sistema, obteniendo resultados de precisión media del 82%, 65%, 58% y 83%. La etapa de pruebas se prolongó durante 40 semanas y se demostró, además, que la amplitud y latencia del potencial evocado P300 se mantuvo bastante estable durante ese tiempo. Los resultados de dicho trabajo son similares a los del presente estudio, aunque en este caso el porcentaje de usuarios que llegaron a controlar la aplicación es ligeramente superior: cinco de nueve y en tres casos la precisión superó el 85%.

Los usuarios 1, 2 y 3 participaron en un estudio previo de control de una aplicación BCI domótica basada en ritmos sensoriomotores [20]. Sólo el usuario 1 llegó a controlar la aplicación, obteniendo una precisión máxima del 70%. En el presente estudio se propuso el empleo de un sistema BCI basado en potenciales P300 para superar esa limitación, que afecta sobre todo a los usuarios que presentan problemas cognitivos. Empleando potenciales P300 los resultados mejoraron en dos de los tres usuarios participantes. El usuario 2 no llegó a controlar ninguna de las aplicaciones. El usuario 1 mejoró la precisión obtenida de un máximo del 70% a una media del 98%. El usuario 3 pasó de no poder controlar la primera aplicación a obtener muy buenos resultados con la aplicación basada en P300: una precisión media del 85%. Esto sugiere que los sistemas BCI basados en P300 son más adecuados para los graves discapacitados físicos, ya que suelen llevar asociado algún problema cognitivo.

4. Conclusiones y trabajos futuros

Los resultados obtenidos por los usuarios participantes en el estudio para controlar la aplicación BCI domótica 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 igual o superior al 85%.

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 limitación es el tiempo necesario para la realización de pruebas. Cada sesión conlleva, además del tiempo de interacción del usuario con la aplicación, mucho tiempo de montaje para la correcta colocación de los electrodos, ya que es necesario que la impedancia entre el electrodo y el cuero cabelludo sea baja. Esto consume mucho tiempo y puede influir en la motivación de los usuarios. Para solventar esta limitación se propone la adquisición y empleo de electrodos activos en futuros estudios. Por otro lado, en el presente estudio han participado nueve sujetos. Sería recomendable ampliar el estudio a una muestra de población mayor de forma que los

resultados puedan ser más generalizables. El empleo de electrodos activos favorecería también la participación de más usuarios en futuros estudios. Por último, sería conveniente la incorporación de nuevos métodos de procesado del EEG al sistema desarrollado. Así, 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 parcialmente financiado por el “Proyecto Cero 2011 en Envejecimiento” de la Fundación General CSIC y por las “Ayudas a la Investigación 2010” de la Fundación MAPFRE. R. Corralejo es beneficiaria de una ayuda PIRTU financiada por la Consejería de Educación de la Junta de Castilla y León y el Fondo Social Europeo (FSE).

Referencias

[1] J. R. Wolpaw, N. Birbaumer, D. J. McFarland, G. Pfurtscheller, M. Vaughan. Brain–computer interfaces for communication and control. Clin. Neurophysiol. Vol. 113, pp. 767–791, 2002.

[2] E. Donchin, K. M. Spencer, y R. Wijesinghe. The Mental Prosthesis: Assessing the Speed of a P300–Based Brain–Computer Interface. IEEE Trans. Rehab. Eng. Vol. 8, pp. 174–179, 2000.

[3] H. H. Jasper. The Ten Twenty Electrode System of the International Federation. Electroenceph. Clin. Neurophysiol. Vol. 10, pp. 371–375, 1958.

[4] G. Schalk, J. Mellinger. BCI2000 Bulletin Board: Channels for P300 Experiments. 2011. Disponible: http://www.bci2000.org/phpbb/viewtopic.php?f=2&t=918&p=3263.

[5] D. J. McFarland, L. M. McCane, S. V. David, J. R. Wolpaw. Spatial Filter Selection for EEG-based Communication. Electroenceph. Clin. Neurophysiol. Vol. 103, pp. 386–394, 1997.

[6] G. Schalk, J. Mellinger. A Practical Guide to Brain-Computer Interfacing with BCI2000. London: Springer-Verlag. 2010.

[7] D. J. Krusienski, E. W. Sellers, F. Cabestaing, S. Bayoudh, D. J. McFarland, T. M. Vaughan et al. A comparison of classification techniques for the P300 Speller. J. Neural Eng. Vol. 3, pp. 299–305, 2006.

[8] L. A. Farwell, E. Donchin. Talking off the top of your head: toward a mental prosthesis utilizing event-related brain potentials. Electroencephalogr. Clin. Neurophysiol. Vol. 70, pp. 510–523, 1988.

[9] E. G. Cossio, G. G. Gentiletti. 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. Vol. 2, pp. 26–33, 2008.

[10] R. A. Fisher. The use of multiple measurements in taxonomic problems. Ann. Eugen. Vol. 7, pp. 179–188, 1936.

[11] C. Escolano, A. R. Murguialday, T. Matuz, N. Birbaumer, J. Minguez. A telepresence robotc system operated with a P300-based Brain Computer Interface: Initial tests with ALS patients. Proc. 23nd Annual Int. Conf. IEEE EMBS. Buenos Aires, Argentina, pp. 4476–4480, 2010.

[12] C. S. Nam, Y. Jeon, Y. Li, Y. J. Kim, H. Y. Yoon. Usability of the P300 Speller: Towards a More Sustainable Brain-Computer Interface. Int. J. Hum. Comput. Int. Vol. 1, 2009.

[13] I. Iturrate, J. M. Antelis, A. Kübler, J. Mínguez. A Noninvasive Brain-Actuated Wheelchair Based on a P300 Neurophysiological Protocol and Automated Navigation. IEEE Trans. Robotic. Vol. 25, pp. 614–627, 2009.

[14] D. J. Krusienski, E. W. Sellers, D. J. McFarland, T. M. Vaughan, J. R. Wolpaw. Toward enhanced P300 speller performance. J. Neurosci. Methods. Vol. 167, pp. 15–21, 2008.

[15] E. M. Mugler, C. A. Ruf, S. Halder, M. Bensch, A. Kübler. Design and Implementation of a P300-based Brain-Computer Interface for Controlling an Internet Browser. IEEE Trans. Neural. Syst. Rehabil. Eng. Vol. 18, pp. 599–609, 2010.

[16] C. Escolano, J. Antelis, J. Mínguez. Human Brain-Teleoperated Robot between Remote Places. Proc. 2009 IEEE Int. Conf. Robotics and Automation (ICRA). Kobe, Japón, pp. 4430–4437, 2009,.
[17] F. Nijboer, E. W. Sellers, J. Mellinger, M. A. Jordan, T. Matuz, A. Furdea, et al. A P300-based Brain–Computer Interface for People with Amyotrophic Lateral Sclerosis. Clin. Neurophysiol. Vol. 119, pp. 1909–1916, 2008.
[18] U. Hoffmann, J. M. Vesin, T. Ebrahimi, K. Diserens. An Efficient P300-based Brain–Computer Interface for Disabled Subjects. J. Neurosci. Methods, Vol. 167, pp. 115–125, 2008.
[19] RedRat Ltd. Website. Disponible: http://www.redrat.co.uk. Última consulta: 10 de noviembre de 2011.
[20] R. Corralejo, R. Hornero, D. Álvarez. A Domotic Control System Using Brain Computer-Interface (BCI). Lecture Notes in Computer Science, Part I, Proc. International Work-Conference on Artificial Neural Networks (IWANN 2011). Torremolinos, España, vol. 6691, pp. 345–352, 2011.