

INVESTIGACIÓN

2010



**BRAIN COMPUTER INTERFACE (BCI) APLICADO
AL CONTROL DE DISPOSITIVOS DOMÓTICOS
PARA MEJORAR LA CALIDAD DE VIDA DE LAS
PERSONAS CON GRAVE DISCAPACIDAD Y
EVALUAR EL DAÑO CEREBRAL Y MEDULAR**

FUNDACIÓN MAPFRE

www.fundacionmapfre.org

Investigador Principal

Roberto Hornero Sánchez

Catedrático de Escuela Universitaria Superior de Ingeniería de Telecomunicación
Universidad de Valladolid

Equipo Investigador

Carlos Gómez Peña

Dr. Ingeniero Telecomunicaciones
Profesor de Escuela Universitaria Superior de Ingeniería de Telecomunicación
Universidad de Valladolid

Daniel Álvarez Gonzalez

Ingeniero Telecomunicaciones
Investigador Escuela universitaria superior de ingeniería de Telecomunicación
Universidad de Valladolid

José Víctor Marcos Martín

Ingeniero Telecomunicaciones
Becario Investigador Escuela Universitaria Superior de Ingeniería de Telecomunicación
Universidad de Valladolid

Jesús Poza Crespo

Dr. Ingeniero Telecomunicaciones
Profesor de Escuela Universitaria Superior de Ingeniería de Telecomunicación
Universidad de Valladolid

María García Gadañon

Dra. Ingeniero Telecomunicaciones
Profesor de Escuela Universitaria Superior de Ingeniería de Telecomunicación
Universidad de Valladolid

Rebeca Corralejo Palacios

Ingeniero Telecomunicaciones
Investigador Escuela Universitaria Superior de Ingeniería de Telecomunicación
Universidad de Valladolid

Índice

	Página
1. RESUMEN	4
2. INTRODUCCIÓN	4
3. OBJETIVOS DEL PROYECTO	6
4. ACTIVIDADES REALIZADAS	6
4.1. Tarea 1: Estudio de sistemas BCI basados en potenciales P300	6
4.1.1. Localización espacial de electrodos para el registro del EEG en sistemas BCI basados en potenciales evocados P300	7
4.1.2. Procesado de la señal EEG en sistemas BCI basados en P300	7
4.1.3. Selección de los parámetros óptimos de funcionamiento del sistema BCI basado en potenciales P300	7
4.2. Tarea 2: Integración entre los dispositivos domóticos y los sistemas BCI	7
4.3. Tarea 3: Implementación de una aplicación real: desarrollo de una aplicación BCI que gestione las principales necesidades del usuario final	8
4.4. Tarea 4: Aplicación del sistema a los usuarios del CRE de Discapacidad y Dependencia. Extracción de conclusiones	9
4.5. Tarea 5: Coordinación del proyecto	11
5. RESULTADOS	12
5.1. Usuario 1	12
5.2. Usuario 2	12
5.3. Usuario 3	13
5.4. Usuario 4	14
5.5. Usuario 5	14
5.6. Usuario 6	15
5.7. Usuario 7	16
5.8. Usuario 8	16
5.9. Usuario 9	17
5.10. Resultados globales	18
6. DISCUSIÓN	18
7. CONCLUSIONES	21
8. REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS	22

1. RESUMEN

Los sistemas *Brain-Computer Interface (BCI)* traducen las intenciones del usuario, recogidas mediante electrodos situados sobre el cuero cabelludo, en comandos de control de un dispositivo. De esta forma, se facilita un nuevo canal de comunicación a personas con grandes discapacidades. En el presente proyecto se ha desarrollado una aplicación para el control de dispositivos domóticos y electrónicos presentes habitualmente en una vivienda a partir de la señal de electroencefalograma (EEG). Con ello se pretendía incrementar la autonomía de las personas dependientes en su entorno habitual así como evaluar el daño cerebral o medular que presentan. Para ello, se estudió la ubicación óptima de canales EEG así como diferentes algoritmos de procesamiento de la señal EEG aplicados a sistemas BCI basados en potenciales evocados P300. La aplicación BCI implementada fue evaluada por nueve usuarios del CRE de Discapacidad y Dependencia de León. Los usuarios participantes en el estudio fueron personas con grave discapacidad física que en algunos casos también presentaban algún problema cognitivo. Los resultados obtenidos confirman que, en un futuro, las aplicaciones BCI basadas en P300 permitirían a las personas con grave discapacidad física la posibilidad de controlar mediante su actividad cerebral diferentes dispositivos presentes en el hogar, aumentando así su autonomía e independencia. A pesar de estos prometedores resultados, este estudio presenta algunas limitaciones por lo que constituye solo un primer paso para la posible utilización de los sistemas BCI en el hogar de forma habitual.

2. INTRODUCCIÓN

En 1929, Hans Berger desarrolló un sistema de exploración neurofisiológico basado en el registro de la actividad bioeléctrica cerebral, se trataba del electroencefalograma (EEG). Desde entonces se ha especulado sobre la posibilidad de su uso para la comunicación y control. Durante el primer congreso internacional de *Brain-Computer Interface (BCI)*, celebrado en 1999, se definieron los sistemas BCI como aquellos que permiten al cerebro interactuar con el medio sin la intervención de los mecanismos normales de los nervios y músculos periféricos [1]. Para ello, se monitoriza la actividad cerebral y se traducen determinadas características, correspondientes a las intenciones del usuario, en comandos de control de un dispositivo..

El Dr. Jacques Vidal de la Universidad de UCLA realizó con éxito, en 1977, el primer sistema BCI, utilizando potenciales evocados visuales para el control en tiempo real del movimiento de un cursor sobre una superficie [2]. Sin embargo, no fue hasta la década de los 90, gracias a la aparición de ordenadores más potentes capaces de procesar grandes cantidades de datos, cuando aparecieron sistemas BCI verdaderamente operativos, aunque de funcionalidad limitada. En las últimas décadas el interés en

la materia ha aumentado considerablemente, de forma que de los veinte grupos de investigación que participaron en el primer congreso internacional, se pasó a más de cincuenta en el tercer congreso (2005) [3] y a cientos de ellos en la actualidad.

Existen varias técnicas para registrar la actividad cerebral actualmente: EEG, magnetoencefalograma (MEG), imágenes de resonancia magnética funcional (fMRI), tomografía de emisión de positrones (PET), espectroscopia de infrarrojo cercano (NIRS), electrocorticograma (ECoG) así como el empleo de electrodos epidurales e intracorticales. Las dos últimas, ECoG y uso de electrodos implantados, son técnicas invasivas, con las consiguientes ventajas y desventajas inherentes a la implantación quirúrgica de los electrodos. Por otra parte, métodos como MEG o fMRI requieren la utilización de equipos de alto coste y la necesidad de medidas de aislamiento magnético, por lo que son poco recomendables para su uso en sistemas BCI. Sin embargo, el EEG es un método no invasivo de bajo coste, portátil y de fácil uso, por lo que suele ser el método más empleado en estos sistemas.

A partir del registro del EEG se pueden obtener distintos tipos de señales adecuadas para controlar un sistema BCI:

- **Potenciales Evocados Visuales** (*Visual Evoked Potentials, VEP*). Son potenciales registrados sobre el córtex visual que se utilizan para obtener la dirección del ojo y así determinar la dirección en la que el usuario desea mover un cursor o seleccionar una opción [4, 5]. Los sistemas basados en VEP dependen de la capacidad del usuario para mantener la mirada fija en un punto. Esto supone un impedimento para el uso de estos sistemas por parte de personas con algún tipo de discapacidad, como la esclerosis lateral amiotrófica (ELA) en fases avanzadas.
- **Potenciales evocados P300**. Se trata del empleo 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 [6, 7]. La probabilidad de aparición de este pico es mayor cuanto menos frecuente es el estímulo asociado. Tanto los potenciales P300 como los VEP tienen interés porque no necesitan entrenamiento previo, lo que supone una gran ventaja. Sin embargo, exigen un entorno de uso bien estructurado y controlado, por lo que son menos flexibles.
- **Potenciales Corticales Lentos** (*Slow Cortical Potentials, SCP*). Son cambios de voltaje lentos (0.5-10 segundos) generados en el córtex cerebral a bajas frecuencias [6]. De esta forma, la activación cortical, que está asociada al movimiento, provoca SCP negativos, mientras que los SCP positivos están asociados a la reducción de dicha activación cortical. Este voltaje DC puede ser empleado para controlar el movimiento de un cursor en una dimensión (1D) [8].

- **Ritmos sensoriomotores μ y β .** Se trata de una variación de las características espectrales en las zonas sensoriales o motoras del córtex, cuando no están ocupadas procesando entradas sensoriales o produciendo salidas motoras [6, 9]. Cuando se producen sobre la zona somático-sensorial o motora se conocen como ritmos μ (8-12 Hz) y β (16-24 Hz); y cuando se producen sobre la zona visual se llaman ritmos α (8-12 Hz). La amplitud de dichas bandas es lo que se emplea para controlar el movimiento de un cursor en 1D. Para conseguir variaciones en estas bandas los usuarios deben realizar diferentes tareas mentales como la imaginación de movimientos de la mano derecha, de la mano izquierda, rotación de un cubo, cálculos mentales, etc. Existe también la posibilidad de controlar de forma independiente las bandas μ y β para conseguir el movimiento de un cursor en 2D [6], aunque para esto es necesario más tiempo de entrenamiento. Tanto los SCP como los ritmos sensoriomotores necesitan una etapa previa de entrenamiento además de un elevado nivel de concentración durante el uso de la aplicación BCI.

Habitualmente, en los sistemas BCI el procesado de la señal se divide en tres etapas: extracción, selección y clasificación de características. La extracción de características selecciona parámetros que aportan información sobre la intención del usuario. Para ello, se emplean métodos en tiempo, en espacio y en espacio-tiempo, como la transformada de Fourier [10], wavelets [11], modelos autorregresivos (AR) [12], análisis de componentes principales (*Principal Component Analysis*, PCA) [13], análisis de componentes independientes (*Independent Component Analysis*, ICA) [14], promediado [7], detección de pico [7], etc. El método de selección determina qué características aportan la información que permite discriminar mejor entre dos clases: “mano izquierda” vs. “mano derecha” en sistemas BCI basados en ritmos sensoriomotores, o “estímulo atendido” vs. “estímulo no atendido” en sistemas BCI basados en P300. Por último, el algoritmo de clasificación se encarga de identificar el vector formado por las características seleccionadas con una clase determinada y, a su vez, con un comando de control. Estos algoritmos pueden ser tanto lineales (análisis discriminante lineal [15], perceptrón, etc.) como no lineales (análisis cuadrático discriminante [15], redes neuronales [16, 17], máquinas de vector soporte, etc.). Un aspecto importante a tener en cuenta durante el procesado de la señal EEG es su adaptabilidad al usuario, puesto que las señales pueden cambiar con aspectos como la fatiga, la motivación y también con el paso del tiempo (evolución de una enfermedad degenerativa, etc.).

Sólo en España se estima que existen 3,5 millones de personas con discapacidad, de las cuales al menos un millón presentan alguna discapacidad grave o severa para el desarrollo de actividades básicas de su vida diaria [18]. Un grupo importante dentro de este colectivo presenta una pérdida total de la autonomía física. Se trata de los

grandes discapacitados físicos. Este tipo de discapacidad puede presentarse en cualquier etapa de la vida: puede existir desde el nacimiento, producirse como consecuencia de una enfermedad crónica neurodegenerativa o bien ser provocada por un accidente a cualquier edad. Por lo general, las personas que tienen enfermedades que no les permiten controlar sus músculos, como la esclerosis lateral amiotrófica, esclerosis múltiple o distrofia muscular, al igual que las personas que sufren accidentes que dañan su médula espinal impidiendo su movilidad, suelen mantener su capacidad intelectual intacta, por lo que su cuerpo se convierte en una cárcel que no les permite expresar sus deseos, su inteligencia, su sensibilidad ni comunicarse de ninguna manera.

Los sistemas BCI monitorizan la actividad cerebral y traducen determinadas características, correspondientes a las intenciones del usuario, en comandos de control de dispositivos. Dichos sistemas pueden ser útiles para aplicaciones de entretenimiento como los juegos electrónicos o ciertas aplicaciones industriales. Sin embargo, esta tecnología, aún en fase de investigación, constituye una gran esperanza para los discapacitados físicos graves. Les permitiría, en alguna medida, salir de su aislamiento, aumentar su independencia y mejorar su capacidad de realizar actividades diarias como el control del hogar o el entorno y la comunicación. Además, desde el punto de vista preventivo, se muestra como una herramienta de monitorización de gran utilidad en la posible prevención y seguimiento de patologías de diversa índole.

Son pocos los centros de investigación a nivel mundial que enfocan sus estudios hacia este tipo de aplicaciones. La mayoría de ellos se centran en aplicaciones que permitan mejorar la comunicación de los pacientes, así como el control de neuroprótesis, sillas de ruedas, etc. [7, 10, 11, 19, 20]. A nivel nacional es aún menor el número de grupos de investigación que estudian los sistemas BCI. Además, estos grupos se centran sobre todo en la parte de la aplicación final, dejando muchas veces al margen el estudio exhaustivo de métodos de procesado de la señal EEG, imprescindible para aumentar la eficacia y el rendimiento de estos sistemas. Existen aplicaciones para el control de sillas de ruedas y para navegar por la Web sin embargo, hasta donde conocemos, no existe ningún grupo a nivel nacional que desarrolle aplicaciones BCI orientadas al control del entorno.

A nivel comercial, no existe ninguna aplicación industrial basada en BCI para el control de recintos domóticos. Por otro lado, la mayoría de fabricantes de domótica y electrónica no desarrollan sus productos pensando en el fomento de la accesibilidad de las personas dependientes. En España sólo existen dos proveedores que destinan sus productos a este colectivo: Proinssa y B&J. El primero de ellos se centra principalmente en las personas mayores y en el control de dispositivos mediante infrarrojos o comandos de voz. En cuanto a B&J, su principal actividad consiste en la adaptación de la vivienda a personas mayores o con discapacidad para el control de la misma mediante conmutadores, señales de radiofrecuencia o comandos de voz.

El objetivo del presente proyecto consiste en diseñar, desarrollar y validar una aplicación asistiva que permita controlar mediante órdenes cerebrales una serie de dispositivos domóticos y electrónicos presentes habitualmente en el hogar. Para ello, las señales cerebrales obtenidas a partir del registro del EEG se analizarán mediante técnicas de BCI, convirtiendo las intenciones del usuario en comandos capaces de manejar la aplicación de control de los dispositivos presentes en el entorno.

3. OBJETIVOS DEL PROYECTO

El objetivo del presente proyecto consiste en aplicar la tecnología de los sistemas BCI al control de dispositivos presentes en el entorno habitual. Para ello, se propone el diseño, desarrollo y validación de una aplicación asistiva que permita controlar mediante órdenes cerebrales una serie de dispositivos domóticos y electrónicos presentes habitualmente en el hogar. El objetivo final consiste en mejorar la calidad de vida e independencia de las personas con grave discapacidad física, tratando de favorecer su integración y rehabilitación social.

Para llevar a cabo el proyecto se ha escogido el EEG, por ser un método de registro no invasivo, de bajo coste, portátil y sencillo. Todas estas características están encaminadas a que el sistema pueda ser utilizado por el mayor número de usuarios posible y con el menor impacto. Así, las señales cerebrales obtenidas a partir del registro del EEG se analizarán mediante técnicas de BCI, convirtiendo las intenciones del usuario en comandos capaces de manejar la aplicación de control de los dispositivos presentes en el entorno. Además, a partir de la capacidad de los usuarios para controlar la aplicación será posible evaluar en cierta medida el daño cerebral que presentan.

Para detectar la intención del usuario se propone el empleo de un sistema BCI basado en potenciales evocados P300. Así, no es necesario llevar a cabo una etapa de entrenamiento y será posible que los usuarios seleccionen con mayor rapidez las acciones de control que desean realizar sobre los dispositivos de su entorno. De esta forma, solo es necesario que el usuario preste atención a la acción que se desea ejecutar y no requiere un nivel de concentración tan elevado como en el caso de los sistemas BCI basados en ritmos sensoriomotores.

Por tanto, el objetivo principal del presente proyecto consiste en diseñar, desarrollar y validar una aplicación asistiva que permita controlar mediante órdenes cerebrales diferentes dispositivos domóticos y electrónicos presentes habitualmente en la vivienda. Dicha aplicación será utilizada por personas con diferente grado de daño cerebral y medular. Este objetivo principal puede desglosarse en los siguientes objetivos concretos:

1. Seleccionar los sujetos del estudio. La muestra de población estará formada por sujetos con diferente grado de daño cerebral y medular, en concreto serán usuarios del Centro de Referencia Estatal

(CRE) para la Atención a Personas con Grave Discapacidad y para la Promoción de la Autonomía personal y Atención a la Dependencia de San Andrés del Rabanedo (León).

2. Registrar las señales EEG. Se empleará un gorro especial para el registro del EEG, varios electrodos y un amplificador de señales biomédicas.
3. Elaborar una base de datos de registros EEG, muy útil para futuros estudios.
4. Estudiar métodos de procesado de la señal EEG, que permitirá seleccionar aquellos que proporcionen la información más fiable sobre la intención del usuario. Desarrollo software de los métodos de procesado seleccionados.
5. Procesar los registros EEG mediante los métodos implementados. Análisis de los resultados obtenidos para verificar la eficacia de los métodos propuestos.
6. Desarrollar la aplicación de control de dispositivos domóticos y electrónicos presentes en el hogar, que integrará los métodos de procesado implementados, una interfaz gráfica y un módulo de transmisión de la señal de control generada al dispositivo que se va a controlar.
7. Evaluar la aplicación por parte de los usuarios del CRE de Discapacidad y Dependencia. Extraer conclusiones a partir de la experiencia de los usuarios con el sistema BCI.
8. Evaluar el daño cerebral y medular en la utilización del sistema BCI desarrollado. Extraer de conclusiones en la utilidad del sistema por personas con diferente grado en el daño cerebral y medular.
9. Publicar los resultados en congresos nacionales e internacionales, así como en revistas internacionales con alto índice de impacto en el *Journal Citation Reports*.

4. ACTIVIDADES REALIZADAS

4.1. Tarea 1: Estudio de sistemas BCI basados en potenciales P300

En esta tarea los investigadores participantes Daniel Álvarez González, Jesús Poza Crespo, Carlos Gómez Peña, María García Gadañón y Rebeca Corralejo Palacios han realizado una exhaustiva recopilación de los últimos artículos científicos relativos a los sistemas BCI basados en potenciales P300. A partir de esta búsqueda bibliográfica ha sido posible determinar tanto la localización espacial de los electrodos para el registro del EEG como los métodos de procesado que resultan más adecuados para su empleo en la aplicación BCI de control domótico. A continuación se describen brevemente las principales conclusiones obtenidas en cuanto al registro y configuración de

los parámetros óptimos y se describen brevemente los métodos de procesamiento estudiados.

4.1.1. Localización espacial de electrodos para el registro del EEG en sistemas BCI basados en potenciales evocados P300

Tras un estudio exhaustivo se determinó que las señales EEG se registrarán monopolarmente, tomando como referencia un electrodo colocado en la oreja izquierda y como tierra un electrodo situado en la oreja derecha. La frecuencia de muestreo será de 256 Hz, es decir, 256 muestras por segundo. Además, se realizará un filtrado paso banda entre 0.1 y 60 Hz y se aplicará también un filtro de ranura a la frecuencia de la red eléctrica (50 Hz). Por su parte, los valores de impedancia se mantendrán por debajo de 5 k Ω . La configuración descrita es la recomendada por el fabricante del amplificador de señales biomédicas g.US-Bamp (g.tec, Austria). En total se registrarán 8 canales EEG: *Fz*, *Cz*, *CP3*, *CP4*, *Pz*, *PO3*, *PO4* y *Oz*, de acuerdo con el sistema internacional 10–20 [21]. Estos canales van a permitir detectar tanto la respuesta P300 en torno al canal *Cz* como otros potenciales evocados sobre el córtex visual [22]. Para maximizar la relación señal a ruido (*Signal to Noise Ratio*, SNR) también se aplicará un filtro espacial CAR (*Common Average Reference*) [23].

4.1.2. Procesado de la señal EEG en sistemas BCI basados en P300

Para determinar la presencia o ausencia de potenciales evocados P300, en primer lugar, es necesario caracterizar la señal de EEG. Algunas de las características que se suelen extraer son el *peak picking*, el área y la covarianza [25]. El *peak picking* se basa en el cálculo de la amplitud del potencial evocado P300. Para ello, se determina la diferencia entre el punto más negativo previo a la ventana establecida, que habitualmente comprende de 220 ms a 500 ms una vez producido el estímulo, donde típicamente aparece el potencial P300, y el punto más alto dentro de dicha ventana [25]. El método del área se basa en calcular la suma de todos los puntos de la ventana establecida, donde aparecerá el P300 [25]. Para determinar la covarianza, en primer lugar se calcula la media de las tramas de entrenamiento correspondientes a estímulos atendidos para cada sujeto y, posteriormente, se calcula la covarianza entre cada trama y la calculada previamente [25].

Una vez extraídas las características, debe procederse a resolver un problema de clasificación binario [24]. Para ello, en el presente estudio se ha aplicado 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 [7, 24, 25, 26, 27, 28, 29, 20, 30]. En primer lugar, los pesos de las características del espacio de partida son determinados mediante el discriminante lineal de Fisher (Fisher's Linear Discriminant, FLD). Posteriormente, las características más significativas se añaden a la función discriminante. A me-

didada que se van añadiendo características, se van eliminando aquellas que son menos significativas. La eliminación de una característica se decide en base a un umbral de significación estadística. Este proceso se repite hasta que se obtiene un número máximo de características prefijado, o bien, hasta que no haya características que satisfagan el criterio de eliminación. El sistema de propósito general BCI2000 [31] incluye el software que implementa este método desarrollado en C++. Además, este software, permite determinar su rendimiento en tanto por ciento, que nos dará idea de la precisión con la que se han detectado los potenciales P300.

4.1.3. Selección de los parámetros óptimos de funcionamiento del sistema BCI basado en potenciales P300

Se han seleccionado los parámetros de funcionamiento empleados típicamente en sistemas BCI basados en P300 o en el paradigma *oddball* [6, 7, 20, 32, 33, 34, 35]. Se presentará al usuario una matriz de tamaño variable, dependiendo del número de dispositivos y opciones a controlar, formada por botones que representan las opciones de control. Cada 125 ms, se iluminará una fila o columna de forma aleatoria [6, 7]. Además, cada bloque de presentación de estímulos (en el que todas las filas y columnas se han intensificado una vez) se repetirá 15 veces [6, 7]. La duración del estímulo, típicamente de 31.25 ms [7], se ha considerado demasiado corta y experimentalmente se ha observado que resulta difícil concentrarse en contar cuántas veces se ilumina el botón deseado, ya que esto sucede muy rápidamente. Por ello, se aumentará la duración del estímulo a 62.5 ms, de forma que la respuesta P300 sigue apareciendo tras cada estímulo y se facilita la tarea que será propuesta a los usuarios finales. Así, se pretende mejorar la capacidad de estos usuarios para acceder a este tipo de sistemas BCI.

4.2. Tarea 2: Integración entre los dispositivos domóticos y los sistemas BCI

Los investigadores Roberto Homero Sánchez, Daniel Álvarez González, José Víctor Marcos Martín y Rebeca Corrales Palacios fueron los encargados de llevar a cabo la presente tarea. Se estudiaron los diferentes dispositivos domóticos y electrónicos presentes en una vivienda, así como los protocolos de control remoto presentes en el mercado. Finalmente, una vez identificadas las principales necesidades de los usuarios, se seleccionaron tanto el protocolo de control, como los dispositivos que mejor permitirían satisfacer dichas necesidades. El protocolo escogido fue el control mediante señales de infrarrojos (IR). Para ello, se empleó un dispositivo emisor de IR "RedRat" [36] que se conecta de forma sencilla al ordenador a través de un puerto USB. La aplicación BCI, en función de la intención del usuario, indicará a este dispositivo los comandos que debe emitir para realizar las acciones de control seleccionadas por el usuario.

4.3. Tarea 3: Implementación de una aplicación real: desarrollo de una aplicación BCI que gestione las principales necesidades del usuario final

Los investigadores Roberto Hornero Sánchez, Rebeca Corralejo Palacios y María García Gadañón se encargaron de realizar la Subtarea 3.1. (“Identificación y traducción de las principales necesidades del usuario final: personas dependientes con grave discapacidad”). Para ello, se analizó el entorno habitual de los usuarios finales reales, es decir, de las personas con grave discapacidad, y sus principales necesidades. El diseño de la aplicación domótica ha tenido en consideración dichas necesidades y trata de satisfacerlas en la medida de lo posible. En concreto, la aplicación permite controlar varios dispositivos relacionados con diferentes tipos de necesidades:

- **Confort:** accionamiento y regulación de diferentes dispositivos de iluminación, ventilación y calefacción.
- **Comunicación:** control de un teléfono para realizar y recibir llamadas telefónicas.
- **Entretenimiento:** acceso a dispositivos de ocio como la televisión, DVD, equipo de música, disco multimedia, etc.

Más concretamente, la aplicación implementada controla los siguientes dispositivos y sus principales funcionalidades, como si se tratase del propio mando a distancia:

- **Televisor:** encender o apagar; subir, bajar o silenciar el volumen; seleccionar un canal concreto, el siguiente o el anterior; controlar el menú de configuración (acceder, salir, seleccionar opción, movimiento hacia la derecha, izquierda, arriba o abajo); y acceder al servicio de teletexto.
- **Reproductor de DVD:** encender o apagar; silenciar el volumen; reproducir, pausar o parar una película o presentación de fotos; pasar a la siguiente o anterior película o foto; y explorar el contenido del DVD (menú, lista, subir, bajar o seleccionar).
- **Equipo de música:** encender o apagar; subir, bajar o silenciar el volumen; seleccionar la función radio o función CD; y reproducir, pausar, parar, avanzar o retroceder una pista o una emisora.
- **Disco multimedia:** encender o apagar; explorar el contenido del disco (menú, arriba, abajo, derecha, izquierda o seleccionar); reproducir, pausar o parar una película, un archivo de música o una presentación de fotos; y mostrar u ocultar los subtítulos.
- **Teléfono:** colgar o descolgar el teléfono; marcar un número de teléfono seleccionando cada cifra de 0 a 9; realizar una llamada; acceder a la lista de contactos; y marcar un teléfono memorizado en la agenda.
- **Ventilador:** encender o apagar; aumentar o disminuir la velocidad; activar o desactivar los ventiladores; programar la función *sleep* durante un intervalo variable desde 30 minutos hasta 3 horas; y activar o desactivar el modo giratorio.

- **Calefactor:** encender o apagar; aumentar o disminuir la potencia; programar la función *sleep* durante un intervalo variable desde 30 minutos hasta 4 horas; y activar o desactivar el modo giratorio.
- **Luces:** encender o apagar; cambiar el color de la luz: blanca, roja, azul, verde, naranja o morada; aumentar o disminuir la intensidad de la luz; y activar o desactivar el modo flash.

En la Subtarea 3.2. (“Desarrollo de un sistema integral para el control de dispositivos domóticos y electrónicos mediante BCI en una vivienda”), los investigadores Roberto Hornero Sánchez, Daniel Álvarez González y Rebeca Corralejo Palacios han llevado a cabo el desarrollo de una aplicación BCI que permite el control de dispositivos domóticos y electrónicos a partir de la señal EEG del usuario.

El funcionamiento de la aplicación implementada es el siguiente. En primer lugar, la pantalla muestra al usuario el menú principal de la aplicación. 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 iluminando aleatoriamente mientras el usuario mira fijamente la opción deseada y cuenta cuántas veces se ilumina ésta. Así, es más probable que se ilumine cualquier otra opción de la matriz que la opción deseada. Por ello, cuando ésta se ilumina aparece un potencial evocado en la actividad EEG del usuario, aproximadamente unos 300 ms después de haberse producido el estímulo [6, 7]. Dicho potencial se conoce con el nombre de potencial P300. Analizando para qué fila y para qué columna aparece este potencial, la aplicación determina cuál es la opción deseada por el usuario. Una vez que la aplicación BCI identifica la opción deseada se ejecuta la acción correspondiente (pausar, parar o reanudar) o se accede al submenú que corresponda (TV, equipo de música, luces, teléfono, disco multimedia, etc.). 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 iluminando aleatoriamente. Mientras, el usuario mira de nuevo fijamente a la opción deseada y cuenta cuántas veces se ilumina ésta. Una vez finalizadas las iluminaciones, 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 este comando mediante el dispositivo emisor de IR conectado al ordenador. De esta forma, los usuarios son capaces de navegar a través de los menús de la aplicación y controlar los diferentes dispositivos domóticos y electrónicos de su entorno. Para la implementación de la aplicación BCI se ha empleado el sistema

de propósito general BCI2000 [31] y se han utilizado el lenguaje de programación C++ y el entorno de desarrollo *Borland C++ Builder 6*.

A continuación, se muestran varias imágenes de la aplicación BCI desarrollada. En la figura 1(a) se muestra el menú principal de la aplicación BCI domótica. Desde dicho menú, los usuarios pueden seleccionar el dispositivo al que desean acceder, así como pausar, reanudar y parar la ejecución de la aplicación. La figura 1(b) muestra también el menú principal. En este caso, una de las filas de la matriz (la primera fila) aparece intensificada. Por su parte, las figuras 2 y 3 muestran los submenús de control del teléfono y de la televisión, respectivamente. Están formados por matrices de 4 x 4 y 5 x 5 imágenes respectivamente, que representan las distintas funcionalidades que se pueden controlar de cada dispositivo. En el caso de la figura 3 se muestra una captura del submenú televisión durante la intensificación de la tercera columna de la matriz de imágenes.



Figura 1. Menú principal de la aplicación BCI de control domótico. (a) El usuario puede acceder desde el menú principal a los diferentes dispositivos que controla la aplicación: TV, DVD, equipo de música, disco multimedia, teléfono, ventilador, calefactor y luces. (b) Captura del menú principal durante la ejecución de la aplicación, donde se puede observar cómo en ese instante aparece intensificada la primera fila de la matriz.

4.4. Tarea 4: Aplicación del sistema a los usuarios del CRE de Discapacidad y Dependencia. Extracción de conclusiones

La Tarea 4 se subdivide a su vez en tres subtareas de gran importancia: “Evaluación de la utilidad, manejabilidad y grado de satisfacción del usuario”, “Interpretación de los resultados y extracción de conclusiones” y “Difusión de resultados”.

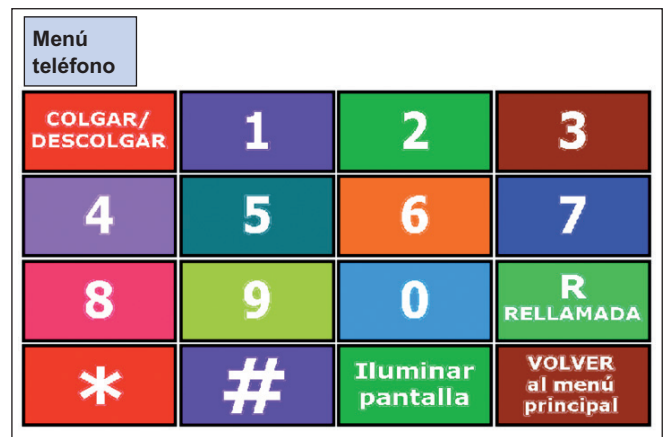


Figura 2. Submenú de control del teléfono. El usuario puede seleccionar varios comandos de control del mismo: colgar o descolgar, marcar un dígito del 0 al 9, usar la tecla de rellamada, etc., así como volver de nuevo al menú principal.

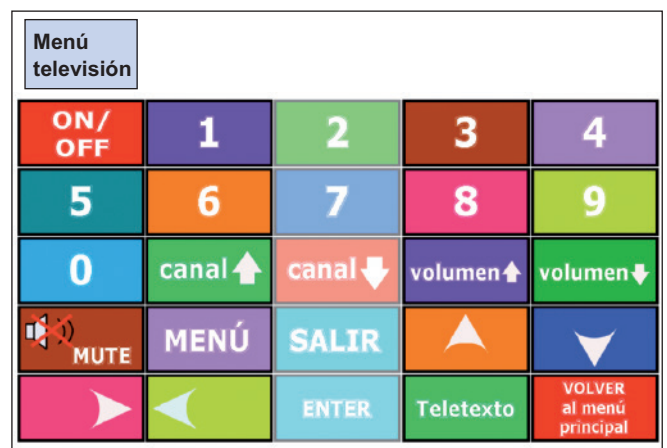


Figura 3. Submenú de control de la televisión. El usuario puede seleccionar diferentes comandos: encender o apagar, subir o bajar el volumen, cambiar de canal, acceder al menú de configuración o al teletexto, etc. En esta captura, además, aparece intensificada la tercera columna de la matriz de imágenes.

En primer lugar se llevó a cabo la Subtarea 4.1. (“Evaluación de la utilidad, manejabilidad y grado de satisfacción del usuario”). Durante dicha tarea, los investigadores Roberto Hornero Sánchez, Daniel Álvarez González, José Víctor Marcos Martín y Rebeca Corralejo Palacios han trabajado en la realización de pruebas para la evaluación de la aplicación por parte de los usuarios del CRE de Discapacidad y Dependencia de León.

En total han participado nueve usuarios del CRE de Discapacidad y Dependencia, con diferentes grados de discapacidad física y cognitiva. En la tabla 1 se recogen los datos relativos a la edad, sexo y discapacidad que presentaban los usuarios participantes en el estudio. La fase de realización de pruebas consistió en una media de cuatro sesiones por usuario con el sistema BCI basado en potenciales P300. 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 ilumi-

nando aleatoriamente. Se pedía al usuario que se fijase en una letra o imagen concreta y contase cuántas veces se iluminaba ésta. De esta forma, una vez comprobado que se producían potenciales evocados P300, se analizó para qué regiones cerebrales y en qué instantes se detectaban mejor. Para ello se empleó método SWLDA y se creó un clasificador que determinaba en qué fila y columna estaba la letra o imagen en la que se estaba fijando el usuario. En las sesiones posteriores, los usuarios trabajaron directamente con la aplicación BCI de control domótico en modo libre. El usuario debía ejecutar diferentes secuencias de comandos de control de los dispositivos, como por ejem-

plo: “acceder al menú del ventilador”, “encender el ventilador”, “activar la función de giro” y “programar su funcionamiento durante 2 h”. En estas sesiones se midió, tanto la precisión conseguida por los usuarios en el manejo de la aplicación, como el porcentaje de secuencias finalizadas por completo. Los resultados obtenidos se muestran posteriormente, en el apartado 4 de esta memoria. En la figura 4 se presenta una fotografía de uno de los usuarios del CRE durante la realización de las pruebas con la aplicación BCI de control domótico. Por otro lado, la figura 5 muestra todos los dispositivos domóticos y electrónicos que permite controlar la aplicación desarrollada.

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

Usuario	Sexo	Casos de Carga	Descripción
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	Tetraplejia traumática por lesión medular completa a nivel C1-C4
U6	M	47	Parálisis cerebral
U7	M	50	Traumatismo craneoencefálico
U8	H	48	Paraplejia por sección medular incompleta D8 a L2, de etiología traumática
U9	H	57	Neurofibromatosis, difoescoliosis severa



Figura 4. Un usuario del CRE, participante en el estudio, realiza pruebas con la aplicación BCI de control domótico desarrollada durante el presente proyecto. En la fotografía se puede observar el montaje de electrodos necesario para el registro de la actividad EEG, así como el amplificador de señales biomédicas, que destaca por su pequeño tamaño.

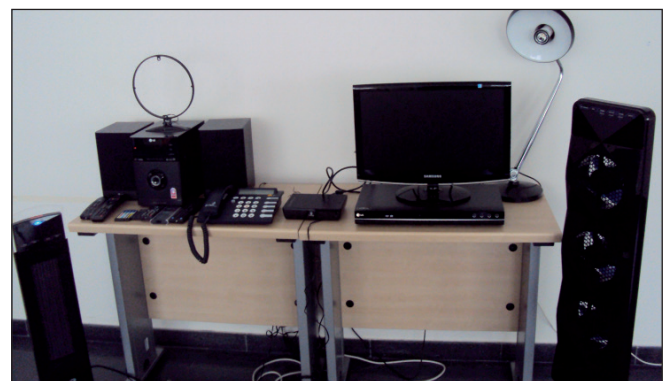


Figura 5. Dispositivos domóticos y electrónicos que se pueden controlar mediante la aplicación BCI domótica: televisión, reproductor de DVD, luces, equipo de música, disco duro multimedia, calefactor, ventilador y teléfono.

En cuanto a la Subtarea 4.2. (“Interpretación de los resultados y extracción de conclusiones”), los investigadores Roberto Hornero Sánchez, Daniel Álvarez González y Rebeca Corralejo Palacios), se encargaron de discutir los resultados obtenidos para cada usuario, así como de realizar

un análisis global de los resultados. La discusión y conclusiones más importantes de nuestra investigación se recogen en los apartados 5 y 6 de esta memoria final, respectivamente.

Finalmente, todos los investigadores participantes en el proyecto han colaborado en la Subtarea 4.3. (“Difusión de resultados”). El primer paso de esta tarea ha sido la preparación de un artículo para la revista TRAUMA FUNDACIÓN MAPFRE, en el que se describe detalladamente la aplicación BCI de control domótico desarrollada. Además, se presentaron dos comunicaciones en congresos internacionales que se indican a continuación:

- Rebeca Corralejo, Roberto Hornero, Daniel Álvarez, Laura Martín, “Improving the Accessibility at Home: Implementation of a Domotic Application using a P300-based Brain Computer Interface System,” *Libro de Actas del IV Congreso Internacional de Diseño, Redes de Investigación y Tecnología para todos*, ISBN: 978-84-88934-50-5, pp. 75-84, Madrid (España), 2011.
- Rebeca Corralejo, Daniel Álvarez, Roberto Hornero, “Aplicación domótica mediante un sistema Brain Computer Interface basado en potenciales P300,” *Libro de Actas del VI Congreso Iberoamericano de Tecnologías de Apoyo a la Discapacidad*, vol. II, ISBN: 978-84-8384-188-6, pp. 111-117, Palma de Mallorca (España), 2011.

4.5. Tarea 5: Coordinación del proyecto

El investigador principal, Roberto Hornero Sánchez, ha realizado durante todo el proyecto las labores propias de la Tarea 5: Coordinación del proyecto. Ha sido el encargado de coordinar al equipo investigador y de gestionar adecuadamente los recursos económicos, materiales y humanos que han participado en este proyecto.

A continuación se indican las actividades y tareas en que se dividió el presente proyecto de investigación:

Tarea 1. Estudio de sistemas BCI basados en potenciales P300. Mediante una recopilación exhaustiva de publicaciones recientes sobre BCI basado en P300.

- Tarea 1.1. Investigación sobre la localización apropiada de electrodos.
- Tarea 1.2. Estudio de métodos de procesado de señal y de minimización de artefactos.
- Tarea 1.3. Selección de los parámetros óptimos de funcionamiento.

Tarea 1.4. Desarrollo e integración software de los métodos seleccionados.

Tarea 2. Integración entre los dispositivos domóticos y los sistemas BCI. Estudio tanto de los dispositivos domóticos y electrónicos, como de los protocolos de control remoto disponibles en el mercado. El objetivo consiste en implementar un módulo que se encargue del envío de las señales de control correspondientes.

Tarea 3. Implementación de una aplicación real: desarrollo de una aplicación BCI que gestione las principales necesidades del usuario final.

- Tarea 3.1. Identificación y traducción de las principales necesidades del usuario final: **personas dependientes con grave discapacidad.** Análisis del entorno habitual de los pacientes para extraer sus principales necesidades. A partir de las mismas, se definirán las características funcionales que deberá presentar el sistema.
- Tarea 3.2. Desarrollo de un sistema integral para el control de dispositivos domóticos y electrónicos mediante BCI en una vivienda. Desarrollo de la aplicación BCI de control domótico teniendo en cuenta las funcionalidades definidas previamente.

Tarea 4. Aplicación del sistema a los usuarios del CRE de Discapacidad y Dependencia de León. Extracción de conclusiones.

- Tarea 4.1. Evaluación de la utilidad, manejabilidad y grado de satisfacción del usuario. Realización de pruebas con la aplicación por parte de los usuarios finales.
- Tarea 4.2. Interpretación de los resultados y extracción de conclusiones. Análisis y discusión de los resultados obtenidos durante la evaluación de la aplicación.
- Tarea 4.3. Difusión de resultados. Elaboración y publicación de artículos y comunicaciones en congresos sobre los resultados alcanzados.

Tarea 5. Coordinación del proyecto. Coordinación de cada una de las tareas anteriores.

En la página siguiente se muestra el **cronograma** del proyecto, en el que se pueden apreciar todas las actividades realizadas, así como su duración y período de ejecución.

CRONOGRAMA

Tareas	Investigadores	Duración (1 año) 12 meses											
1. Estudio de sistemas BCI basados en potenciales P300													
1.1. Investigación sobre la localización de electrodos	DAG, JPC, CGP	■	■										
1.2. Estudio de métodos de procesado de señal en sistemas P300	DAG, JPC, CGP, MGG, RCP	■	■										
1.3. Selección de los parámetros óptimos de funcionamiento	DAG, JPC, CGP		■	■	■								
1.4. Desarrollo software de los métodos seleccionados	JPC, CGP, RCP		■	■	■								
2. Integración entre los dispositivos domóticos y los sistemas BCI													
RHS, DAG, JVM, RCP		■	■	■	■								
3. Implementación de una aplicación BCI real													
3.1. Identificación y traducción de las necesidades	RHS, RCP, MGG						■	■					
3.2. Desarrollo del sistema de control de dispositivos domóticos	RHS, DAG, RCP						■	■	■				
4. Aplicación del sistema a usuarios del CRE. Extracción de conclusiones													
4.1. Evaluación de la aplicación domótica	RHS, DAG, JVM, RCP										■	■	
4.2. Interpretación de los resultados y extracción de conclusiones	RHS, DAG, RCP										■	■	■
4.3. Difusión de los resultados	Todos											■	■
5. Coordinación del proyecto													
RHS		■	■	■	■	■	■	■	■	■	■	■	■

5. RESULTADOS

Una vez descritas las tareas realizadas a lo largo del presente proyecto de investigación, en el presente apartado se recogen los resultados obtenidos por los usuarios a la hora de controlar la aplicación BCI domótica. En primer lugar, se presentan de forma detallada los resultados obtenidos por cada usuario a lo largo de las diferentes sesiones realizadas. A continuación, se resumen en una tabla los principales resultados permitiendo así realizar una comparativa de forma global.

5.1. Usuario 1

El usuario 1 realizó un total de cinco sesiones: dos sesiones iniciales en modo copia y tres sesiones de control de la aplicación domótica en modo libre. En la tabla 2 se muestran los resultados de precisión global obtenidos por este usuario para cada sesión realizada. Además, se indica también el porcentaje de secuencias finalizadas en el caso de las sesiones de control de la aplicación. Este usuario obtuvo muy buenos resultados de precisión a la hora de controlar el sistema BCI basado en potenciales P300. La precisión obtenida en la primera sesión fue del 95%, incrementándose hasta el 100% en las tres sesiones posteriores. Durante la última sesión, la precisión disminuyó ligeramente al 97%. De forma que la precisión media obtenida por este usuario durante la realización de las pruebas teniendo en cuenta el número de intentos realizados en cada sesión es de un 98,38%. En cuanto a las sesiones de evaluación de

la aplicación realizadas en modo libre, el usuario 1 fue capaz de finalizar siempre las secuencias de control propuestas durante las pruebas. De esta forma, el porcentaje medio de secuencias finalizadas para este usuario es del 100% en todas las sesiones de este tipo.

En el caso de las sesiones en modo copia, se ha estimado de forma *offline* la precisión media para todas las sesiones que hubiera obtenido el clasificador si se hubiera disminuido el número de intensificaciones de 15 a 1. En la figura 6 se muestra el resultado obtenido. Cabe esperar que la precisión aumente con el número de intensificaciones, ya que el sistema dispone de más información para promediar y detectar el pico P300 con mayor precisión. En la gráfica se observa cómo a partir de 7 intensificaciones el sistema es capaz de detectar el potencial P300 con una precisión igual o superior al 94%. Además, puesto que en el caso de este usuario los resultados obtenidos en las primeras sesiones fueron buenos, se experimentó la posibilidad de disminuir el número de intensificaciones durante las sesiones en modo libre. Así, se realizaron pruebas con un número de intensificaciones igual a 15, 12, 9 y 6. En la figura 6 se han incluido también estos resultados. Se puede observar que la precisión fue del 100% para un número de intensificaciones igual a 6, 12 y 15; y de un 93% en el caso de un número de intensificaciones igual a 9.

5.2. Usuario 2

El usuario 2 realizó un total de tres sesiones en modo copia. En dichas sesiones los resultados de precisión ob-

Tabla 2. Resultados obtenidos por el usuario 1 durante la evaluación de la aplicación BCI domótica. Se indica tanto la precisión, como el porcentaje de secuencias totalmente finalizadas (SC). Estos resultados se muestran por cada sesión específica y para la media de todos los intentos realizados durante todas las sesiones de evaluación.

Nº Sesión:	1	2	3	4	5	Media
Precisión media (%)	95,00	100,00	100,00	100,00	97,33	98,38
SC (%)	–	–	100,00	100,00	100,00	100,00

tenidos fueron inferiores al 50%. En concreto, la precisión obtenida en la primera sesión fue de un 7%, incrementándose hasta un 43% en la segunda sesión y disminuyendo a un 38% en la tercera. De forma que la precisión media obtenida fue de un 26%. Debido a que estos resultados de precisión fueron muy bajos no se llevó a cabo ninguna sesión en modo libre con este usuario.

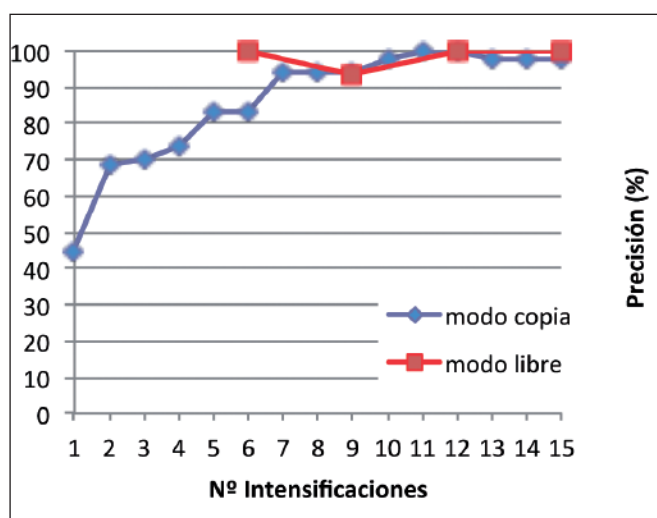


Figura 6. Precisión (%) obtenida en función del número de intensificaciones realizadas, tanto para las sesiones en modo copia, como para las sesiones en modo libre.

5.3. Usuario 3

El usuario 3 realizó un total de cuatro sesiones: una sesión inicial en modo copia y tres sesiones de control de la aplicación domótica en modo libre. En la tabla 3 se muestran los resultados de precisión global obtenidos por este usuario para cada sesión realizada. Además, se indica también el porcentaje de secuencias finalizadas en el caso de las sesiones de control de la aplicación. Este usuario obtuvo buenos resultados de precisión a la hora de controlar el sistema BCI basado en potenciales P300.

Tabla 3 Resultados obtenidos por el usuario 3 durante la evaluación de la aplicación BCI domótica. Se indica tanto la precisión, como el porcentaje de secuencias totalmente finalizadas (SC). Estos resultados se muestran por cada sesión específica y para la media de todos los intentos realizados durante todas las sesiones de evaluación.

Nº Sesión:	1	2	3	4	Media
Precisión media (%)	96,00	65,45	98,00	85,54	84,48
SC (%)	–	71,43	100,00	100,00	92,86

La precisión obtenida en la primera sesión fue del 96%, en la segunda del 66%, en la tercera se incrementó de nuevo hasta alcanzar el 98% y en la cuarta disminuyó al 86%. Así, la precisión media para este usuario durante la realización de las pruebas, teniendo en cuenta el número de intentos realizados en cada sesión, fue de un 84,48%. En cuanto a las sesiones de evaluación de la aplicación realizadas en modo libre, el usuario 3 fue capaz de finalizar siempre las secuencias de control propuestas durante las dos últimas sesiones. Sin embargo, durante la primera sesión en modo libre no fue capaz de finalizarlas todas. De media, el porcentaje de secuencias finalizadas para este usuario fue del 92,86%.

En el caso de las sesiones en modo copia, se ha estimado de forma *offline* la precisión media para todas las sesiones que hubiera obtenido el clasificador si se hubiese disminuido el número de intensificaciones de 15 a 1. En la figura 7 se muestran dichos resultados. Se espera que la precisión aumente con el número de intensificaciones, ya que el sistema dispone de más información para

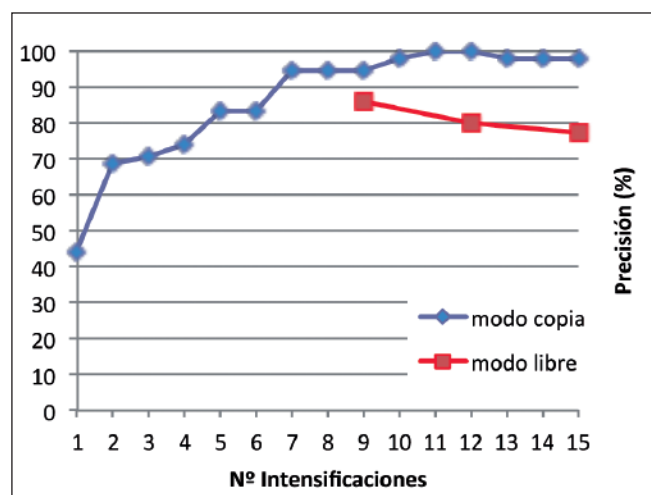


Figura 7. Precisión (%) obtenida por el usuario 3 en función del número de intensificaciones realizadas, tanto para las sesiones en modo copia, como para las sesiones en modo libre.

Tabla 4. Resultados obtenidos por el usuario 4 durante la evaluación de la aplicación BCI domótica. Se indica tanto la precisión, como el porcentaje de secuencias totalmente finalizadas (SC). Estos resultados se muestran por cada sesión específica y para la media de todos los intentos realizados durante todas las sesiones de evaluación.

Nº Sesión:	1	2	3	4	5	Media
Precisión media (%)	82,00	75,00	62,50	80,00	51,47	65,38
SC (%)	-	-	66,67	100,00	50,00	71,43

promediar y detectar el pico P300 con mayor precisión. En el caso de este usuario la precisión aumenta progresivamente con el número de intensificaciones. De hecho, se puede observar que a partir de un número de intensificaciones igual a 9 el sistema es capaz de detectar el potencial P300 con una precisión superior al 93%. Además, puesto que en el caso de este usuario los resultados obtenidos en las primeras sesiones fueron buenos, se experimentó la posibilidad de disminuir el número de intensificaciones durante las sesiones en modo libre. Así, se realizaron pruebas con un número de intensificaciones igual a 15, 12 y 9. En la figura 7 se han incluido también estos resultados. Se puede observar que la precisión fue del 86% para un número de intensificaciones igual a 9, del 80% para un número de intensificaciones igual a 12 y del 77% para el caso de 15 intensificaciones.

5.4. Usuario 4

El usuario 4 realizó un total de cinco sesiones: dos sesiones iniciales en modo copia y tres sesiones de control de la aplicación domótica en modo libre. En la tabla 4 se muestran los resultados de precisión global obtenidos por este usuario para cada sesión realizada. Además, se indica también el porcentaje de secuencias finalizadas en el caso de las sesiones de control de la aplicación. Este usuario obtuvo resultados aceptables de precisión a la hora de controlar el sistema BCI basado en potenciales P300. Las precisiones más altas se obtuvieron durante la primera y la cuarta sesión, con valores del 82% y 80%, respectivamente. La precisión más baja, 52%, se obtuvo durante la quinta sesión, mientras que durante las sesiones segunda y tercera se alcanzaron valores de precisión del 75% y del 63%. La precisión media obtenida por el usuario 4 durante la realización de las pruebas, teniendo en cuenta el número de intentos realizados en cada sesión, fue de un 65,38%. En cuanto a las sesiones de evaluación de la aplicación realizadas en modo libre, el usuario 4 obtuvo un porcentaje medio de secuencias finalizadas para del 71,43%.

Para el caso de las sesiones en modo copia, se ha estimado de forma *offline* la precisión media para todas las sesiones que hubiera obtenido el clasificador si se hubiese disminuido el número de intensificaciones de 15 a 1. En la figura 8 se muestran dichos resultados. Se espera que la precisión aumente con el número de intensificaciones, ya que el sistema dispone de más información para promediar y detectar el pico P300 con mayor precisión. En el caso del usuario 4 la precisión aumenta progresivamente con el número de intensificaciones. Se observa, que a partir de un

número de intensificaciones igual a 12 la precisión es igual o superior al 60%. Alcanzándose una precisión máxima del 66% para un número de intensificaciones igual a 15. En el caso de este usuario las pruebas de control de la aplicación en modo libre se realizaron siempre con un número de intensificaciones igual a 15, ya que este análisis *offline* mostró que una disminución del número de intensificaciones disminuiría mucho el rendimiento obtenido. En el caso de las sesiones en modo libre y con un número de intensificaciones igual a 15 la precisión obtenida fue del 63,78%.

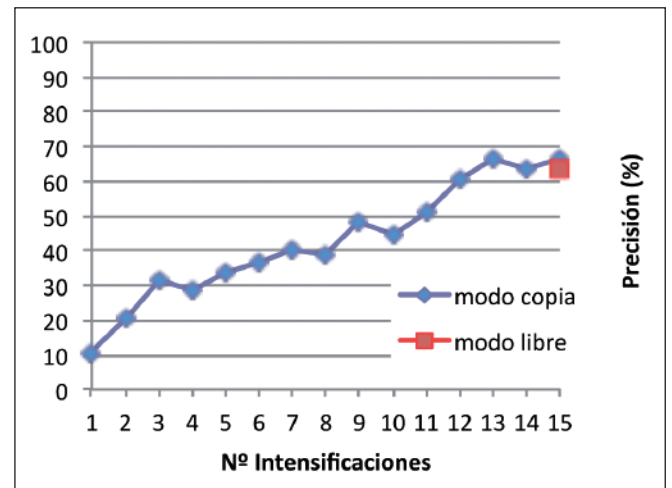


Figura 8. Precisión (%) obtenida por el usuario 4 en función del número de intensificaciones realizadas, tanto para las sesiones en modo copia, como para las sesiones en modo libre.

5.5. Usuario 5

El usuario 5 realizó un total de cinco sesiones: dos sesiones iniciales en modo copia y tres sesiones de control de la aplicación domótica en modo libre. En la tabla 5 se muestran los resultados de precisión global obtenidos por este usuario para cada sesión realizada. Además, se indica también el porcentaje de secuencias finalizadas en el caso de las sesiones de control de la aplicación. Este usuario obtuvo muy buenos resultados de precisión a la hora de controlar el sistema BCI basado en potenciales P300. De hecho, obtuvo resultados de precisión superiores al 92% en cuatro de las cinco sesiones llevadas a cabo, alcanzando un 100% de aciertos en dos de ellas. En el caso de la segunda sesión la precisión obtenida fue algo inferior, de un 75%. La precisión media obtenida por este usuario durante la realización de las pruebas, teniendo en cuenta el número de intentos realizados en

Tabla 5. Resultados obtenidos por el usuario 5 durante la evaluación de la aplicación BCI domótica. Se indica tanto la precisión, como el porcentaje de secuencias totalmente finalizadas (SC). Estos resultados se muestran por cada sesión específica y para la media de todos los intentos realizados durante todas las sesiones de evaluación.

Nº Sesión:	1	2	3	4	5	Media
Precisión media (%)	92,31	75,00	100,00	100,00	93,42	95,16
SC (%)	–	–	100,00	100,00	100,00	100,00

cada sesión, fue de un 95,16%. En cuanto a las sesiones de evaluación de la aplicación realizadas en modo libre, el usuario 5 fue capaz de finalizar siempre las secuencias de control propuestas durante las pruebas. De esta forma, el porcentaje de secuencias finalizadas para este usuario fue del 100% en todas las sesiones de este tipo.

Para el caso de las sesiones en modo copia, se ha estimado de forma *offline* la precisión media para todas las sesiones que hubiera obtenido el clasificador si se hubiese disminuido el número de intensificaciones de 15 a 1. En la figura 9 se muestran dichos resultados. Se espera que la precisión aumente con el número de intensificaciones, ya que el sistema dispone de más información para promediar y detectar el pico P300 con mayor precisión. En el caso del usuario 5 la precisión aumenta progresivamente con el número de intensificaciones. Se observa que a partir de un número de intensificaciones igual a 10 el sistema es capaz de detectar el potencial P300 con una precisión igual o superior al 86%. Además, puesto que en el caso de este usuario los resultados obtenidos en las primeras sesiones fueron buenos, se experimentó la posibilidad de disminuir el número de intensificaciones durante las sesiones en modo libre. Así, se realizaron pruebas con un número de intensificaciones igual a 15, 12, 9 y 6. En la figura 9 se han incluido también estos resultados. Se puede observar que la precisión fue del 100% para un número de intensificaciones de 9 y 15; de un 86% en el caso de un número de intensificaciones igual a 6; y de un 97% en el caso de un número de intensificaciones igual a 12.

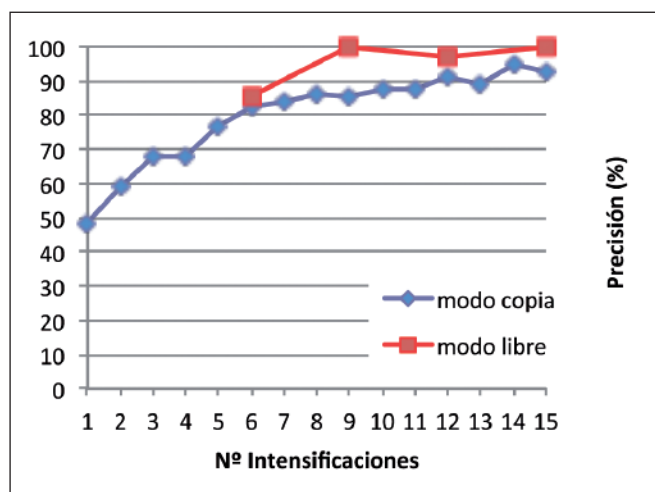


Figura 9. Precisión (%) obtenida por el usuario 5 en función del número de intensificaciones realizadas, tanto para las sesiones en modo copia, como para las sesiones en modo libre.

5.6. Usuario 6

El usuario 6 realizó un total de cuatro sesiones: dos sesiones iniciales en modo copia y dos sesiones de control de la aplicación domótica en modo libre. En la tabla 6 se muestran los resultados de precisión global obtenidos por este usuario para cada sesión realizada. Además, se indica también el porcentaje de secuencias finalizadas en el caso de las sesiones de control de la aplicación. La precisión obtenida en la primera sesión fue del 55%. Esta precisión se incrementó hasta alcanzar el 80% durante la segunda sesión. En la tercera y cuarta sesión la precisión disminuyó drásticamente al 18% y 29%, respectivamente. De media, la precisión obtenida por el usuario 6 durante la realización de las pruebas, teniendo en cuenta el número de intentos realizados en cada sesión, fue de un 37,82%. En cuanto a las sesiones de evaluación de la aplicación realizadas en modo libre, el usuario 6 no fue capaz de finalizar siempre las secuencias de control propuestas durante las pruebas. El porcentaje medio de secuencias finalizadas para este usuario fue del 25%.

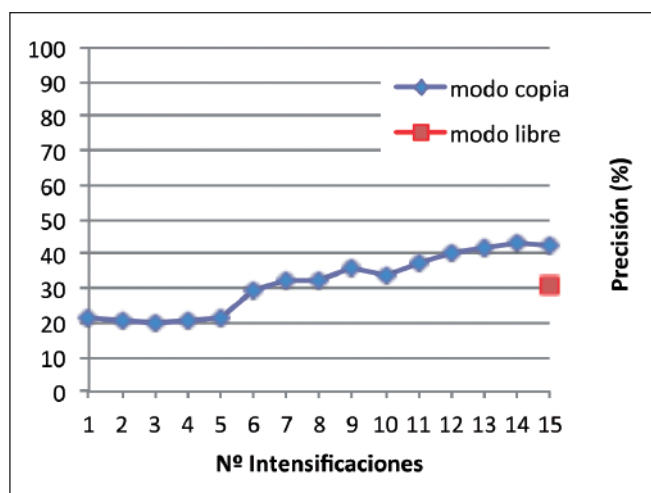


Figura 10. Precisión (%) obtenida por el usuario 6 en función del número de intensificaciones realizadas, tanto para las sesiones en modo copia, como para las sesiones en modo libre.

Para el caso de las sesiones en modo copia, se ha estimado de forma *offline* la precisión media para todas las sesiones que hubiera obtenido el clasificador si se hubiese disminuido el número de intensificaciones de 15 a 1. En la figura 10 se muestran dichos resultados. Se espera que la precisión aumente con el número de intensificaciones, ya que el sistema dispone de más información para promediar y detectar el pico

Tabla 7. Resultados obtenidos por el usuario 7 durante la evaluación de la aplicación BCI domótica. Se indica tanto la precisión, como el porcentaje de secuencias totalmente finalizadas (SC). Estos resultados se muestran por cada sesión específica y para la media de todos los intentos realizados durante todas las sesiones de evaluación.

Nº Sesión:	1	2	3	Media
Precisión media (%)	25,00	36,76	32,08	33,33
SC (%)	–	38,57	33,33	30,77

P300 con mayor precisión. En el caso del usuario 6 la precisión aumentaba con el número de intensificaciones. Sin embargo, el valor máximo de precisión no superó el 44%. En el caso de las sesiones en modo libre, la precisión obtenida fue del 30,61% para un número de intensificaciones igual a 15. Debido a que este resultado es bastante bajo no se experimentó la posibilidad de disminuir el número de intensificaciones durante este tipo de sesiones.

5.7. Usuario 7

El usuario 7 realizó un total de tres sesiones: una sesión inicial en modo copia y dos sesiones de control de la aplicación domótica en modo libre. En la tabla 7 se muestran los resultados de precisión global obtenidos por este usuario para cada sesión realizada. Además, se indica también el porcentaje de secuencias finalizadas en el caso de las sesiones de control de la aplicación. Este usuario no obtuvo buenos resultados de precisión a la hora de controlar el sistema BCI basado en potenciales P300. La precisión conseguida durante la primera sesión fue tan solo del 25%. En la segunda sesión la precisión aumentó a un 37% y a un 32% en la última sesión. De media, la precisión obtenida por el usuario 7 durante la realización de las pruebas, teniendo en cuenta el número de intentos realizados en cada sesión, fue de un 33,33%. En cuanto a las sesiones de evaluación de la aplicación realizadas en modo libre, el usuario 7 no fue capaz de finalizar siempre las secuencias de control propuestas durante las pruebas. En concreto, el porcentaje medio de secuencias completadas fue del 30,77%.

Para el caso de las sesiones en modo copia, se ha estimado de forma *offline* la precisión media para todas las sesiones que hubiera obtenido el clasificador si se hubiese disminuido el número de intensificaciones de 15 a 1. En la figura 11 se muestran dichos resultados. Se espera que la precisión aumente con el número de intensificaciones, ya que el sistema dispone de más información para promediar y detectar el pico P300 con mayor precisión. En el caso del usuario 7 la precisión aumenta ligeramente con el número de intensificaciones. Sin embargo, el valor máximo de precisión no superó el 37%. En el caso de las sesiones en modo libre, la precisión obtenida fue del 36,25% para un número de intensificaciones igual a 15. Debido a que este resultado es bastante bajo no se experimentó la posibilidad

de disminuir el número de intensificaciones durante este tipo de sesiones.

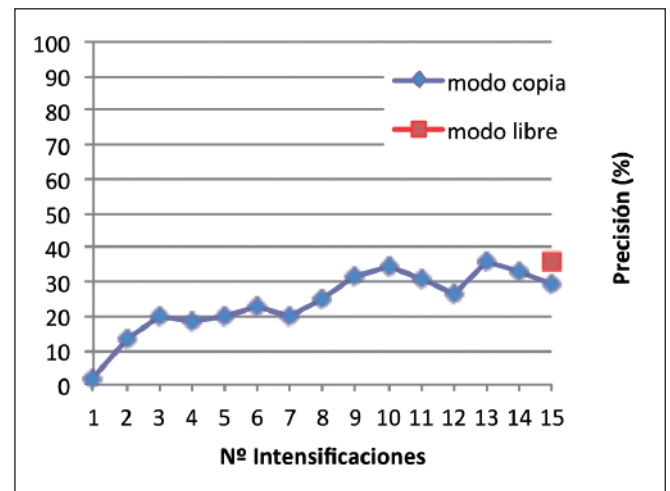


Figura 11. Precisión (%) obtenida por el usuario 7 en función del número de intensificaciones realizadas, tanto para las sesiones en modo copia, como para las sesiones en modo libre.

5.8. Usuario 8

El usuario 8 realizó un total de tres sesiones: una sesión inicial en modo copia y dos sesiones de control de la aplicación domótica en modo libre. En la tabla 8 se muestran los resultados de precisión global obtenidos por este usuario para cada sesión realizada. Además, se indica también el porcentaje de secuencias finalizadas en el caso de las sesiones de control de la aplicación. Este usuario no obtuvo muy buenos resultados de precisión a la hora de controlar el sistema BCI basado en potenciales P300. La mayor precisión obtenida fue durante la primera sesión, un 46%. En el resto de sesiones, la precisión disminuyó al 41% y 25%, respectivamente. La precisión media obtenida por este usuario durante la realización de las pruebas, teniendo en cuenta el número de intentos realizados en cada sesión, fue de un 36,39%. En cuanto a las sesiones de evaluación de la aplicación realizadas en modo libre, el usuario 8 no fue capaz de finalizar siempre las secuencias de control propuestas durante las pruebas. El porcentaje medio de secuencias finalizadas para este usuario fue del 9,09%.

Para el caso de las sesiones en modo copia, se ha estimado de forma *offline* la precisión media para todas las sesiones que hubiera obtenido el clasificador si se

Tabla 8. Resultados obtenidos por el usuario 8 durante la evaluación de la aplicación BCI domótica. Se indica tanto la precisión, como el porcentaje de secuencias totalmente finalizadas (SC). Estos resultados se muestran por cada sesión específica y para la media de todos los intentos realizados durante todas las sesiones de evaluación.

Nº Sesión:	1	2	3	Media
Precisión media (%)	46,00	41,21	25,00	36,39
SC (%)	–	20,00	0,00	9,09

hubiese disminuido el número de intensificaciones de 15 a 1. En la figura 12 se muestran dichos resultados. Se espera que la precisión aumente con el número de intensificaciones, ya que el sistema dispone de más información para promediar y detectar el pico P300 con mayor precisión. En el caso del usuario 8 la precisión aumenta progresivamente con el número de intensificaciones, alcanzando un valor máximo del 54%. En el caso de las sesiones en modo libre, la precisión obtenida fue del 24,32% para un número de intensificaciones igual a 15. Debido a que este resultado es bastante bajo no se experimentó la posibilidad de disminuir el número de intensificaciones durante este tipo de sesiones.

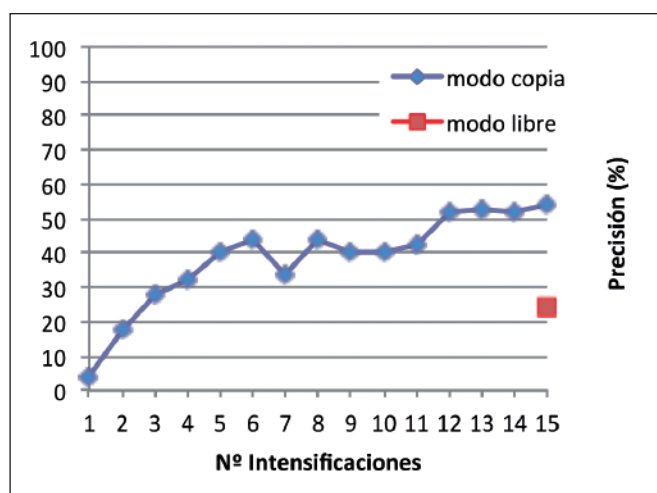


Figura 12. Precisión (%) obtenida por el usuario 8 en función del número de intensificaciones realizadas, tanto para las sesiones en modo copia, como para las sesiones en modo libre.

5.9. Usuario 09

El usuario 9 realizó un total de tres sesiones: una sesión inicial en modo copia y dos sesiones de control de la

aplicación domótica en modo libre. En la tabla 9 se muestran los resultados de precisión global obtenidos por este usuario para cada sesión realizada. Además, se indica también el porcentaje de secuencias finalizadas en el caso de las sesiones de control de la aplicación. Este usuario obtuvo resultados aceptables de precisión a la hora de controlar el sistema BCI basado en potenciales P300. Durante la primera sesión, la precisión obtenida fue del 38% y se incrementó hasta un 86,84% durante la segunda sesión. En el caso de la última sesión, la precisión disminuyó hasta el 54%. De media, la precisión obtenida por este usuario durante la realización de las pruebas, teniendo en cuenta el número de intentos realizados en cada sesión, fue de un 64,84%. En cuanto a las sesiones de evaluación de la aplicación realizadas en modo libre, el usuario 9 no fue capaz de finalizar siempre las secuencias de control propuestas durante las pruebas. El porcentaje medio de secuencias finalizadas fue de un 66,67%.

Para el caso de las sesiones en modo copia, se ha estimado de forma *offline* la precisión media para todas las sesiones que hubiera obtenido el clasificador si se hubiese disminuido el número de intensificaciones de 15 a 1. En la figura 13 se muestran dichos resultados. Se espera que la precisión aumente con el número de intensificaciones, ya que el sistema dispone de más información para promediar y detectar el pico P300 con mayor precisión. En el caso del usuario 9 la precisión aumenta progresivamente con el número de intensificaciones. A partir de 12 intensificaciones sistema es capaz de detectar el potencial P300 con una precisión superior al 56% y alcanza una precisión máxima del 66% para 15 intensificaciones. En el caso de las sesiones en modo libre, la precisión obtenida fue del 64% para un número de intensificaciones igual a 15. Debido a que este resultado no es suficientemente alto no se experimentó la posibilidad de disminuir el número de intensificaciones durante este tipo de sesiones.

Tabla 9. Resultados obtenidos por el usuario 9 durante la evaluación de la aplicación BCI domótica. Se indica tanto la precisión, como el porcentaje de secuencias totalmente finalizadas (SC). Estos resultados se muestran por cada sesión específica y para la media de todos los intentos realizados durante todas las sesiones de evaluación.

Nº Sesión:	1	2	3	Media
Precisión media (%)	37,50	86,84	54,05	64,84
SC (%)	–	80,00	50,00	66,67

Tabla 10. Resultados de precisión (%) media y global, y porcentaje de secuencias completadas (SC) para cada usuario participante en el proyecto.

Nº SESIÓN	Nº USUARIO								
	U 01	U 02	U 03	U 04	U 01	U 01	U 01	U 01	U 01
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

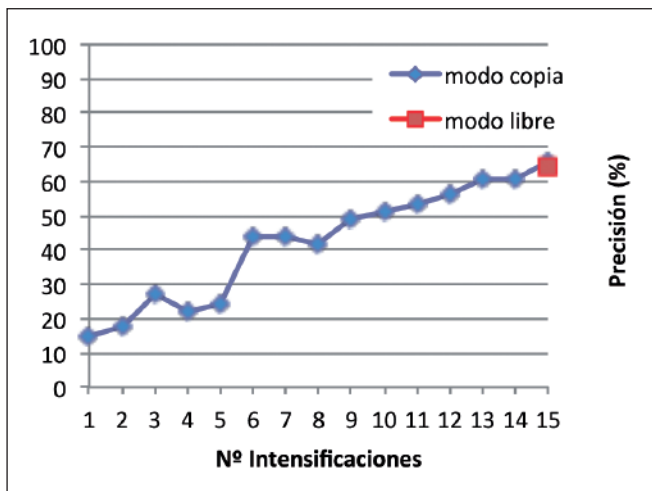


Figura 13. Precisión (%) obtenida por el usuario 9 en función del número de intensificaciones realizadas, tanto para las sesiones en modo copia, como para las sesiones en modo libre.

5.10. Resultados globales

A continuación, se resumen en una tabla los resultados obtenidos por los usuarios participantes en el estudio. En la tabla 10 se muestran los porcentajes de precisión obtenidos durante cada sesión realizada, así como el valor medio de precisión a lo largo de todas las sesiones, teniendo en cuenta el número total de intentos realizados. Por otro lado, se indica el porcentaje medio de secuencias (SC) que logró completar cada usuario durante las sesiones de control de la aplicación BCI en modo libre.

6. DISCUSIÓN

Los resultados obtenidos por los usuarios participantes en el estudio a la hora de controlar la aplicación BCI domótica fueron bastante prometedores. Ninguno de los usuarios tenía experiencia previa con sistemas BCI basados en potenciales evocados P300. Además, se trataba de sujetos que en muchos casos presentaban problemas cognitivos asociados a su discapacidad física y esos problemas influyen mucho en el nivel de concentración y atención. 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 obtuvieron incluso una precisión media igual o superior al 85%.

El usuario 1 obtuvo muy buenos resultados a la hora de controlar la aplicación domótica, consiguiendo una precisión media del 98% y completando un 100% de las secuencias propuestas. Además, estos resultados se mantuvieron estables a lo largo de todas las sesiones realizadas. Por ello, se experimentó la posibilidad de disminuir el número de intensificaciones durante las sesiones en modo libre. Así, se realizaron pruebas con un número de intensificaciones igual a 15, 12, 9 y 6 obteniéndose resultados de precisión superiores al 93%. Estos resultados demuestran que el usuario podría controlar la aplicación con muy buenos resultados empleando 6 intensificaciones en lugar de 15. De esa forma, el tiempo empleado para seleccionar cada opción deseada se reduciría a más de la mitad puesto que cada fila y columna se intensificaría 6 veces en lugar de 15.

El nivel de atención sostenida del usuario 1 se consideraba muy bueno puesto que no presentaba ningún tipo de problema cognitivo. Por ello, se esperaba que prestase suficiente atención al funcionamiento de la aplicación y se mantuviese concentrado durante las sesiones. Los resultados obtenidos confirman que así fue y que el usuario mantuvo el nivel de atención adecuado para controlar la aplicación con excelentes resultados. Por otro lado, el usuario 1 participó en un estudio previo en el que se empleó un sistema BCI basado en ritmos sensoriomotores [37]. De los cinco usuarios participantes en dicho estudio este usuario fue el que obtuvo el mejor resultado, alcanzando un valor máximo de precisión del 70%. Por tanto, el empleo del sistema BCI basado en potenciales P300 implementado en el presente estudio ha permitido mejorar notablemente sus resultados de precisión y mantenerlos estables durante todas las sesiones realizadas.

Los resultados obtenidos por el usuario 2 no fueron lo suficientemente buenos como para conseguir un control aceptable de la aplicación BCI. En concreto, este usuario obtuvo una precisión media del 26%. Un análisis *offline* de las sesiones permitió observar que el potencial P300 evocado en este usuario era de una amplitud muy pequeña, incluso muchas veces inexistente. Para valorar la calidad

del potencial P300 se emplea habitualmente el factor r_2 . Se trata de un estadístico que determina la previsibilidad de que la respuesta en el usuario se haya producido debido a la intensificación de la opción deseada. En la figura 14 se muestra el promedio de la señal EEG 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 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 tendencia similares a la 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 fue la opción deseada por este usuario.

Durante la realización de las pruebas se observó que la motivación de este usuario era bastante buena. Sin embargo, los resultados obtenidos muestran que no ha sido capaz de alcanzar el nivel de atención y concentración necesario para controlar la aplicación de forma aceptable. Por otro lado, el usuario 2 también participó en un estudio previo en el que se empleaba un sistema BCI basado en ritmos sensoriomotores [37]. Dicho usuario tampoco consiguió controlar ese sistema BCI. Por lo tanto, en este caso el empleo de potenciales P300 no ha supuesto una mejora notable frente a los ritmos sensoriomotores. Probablemente, el rendimiento de este usuario se encuentra condicionado por la discapacidad cognitiva que presenta y que posiblemente afecta a su capacidad de concentración para el manejo de la aplicación BCI.

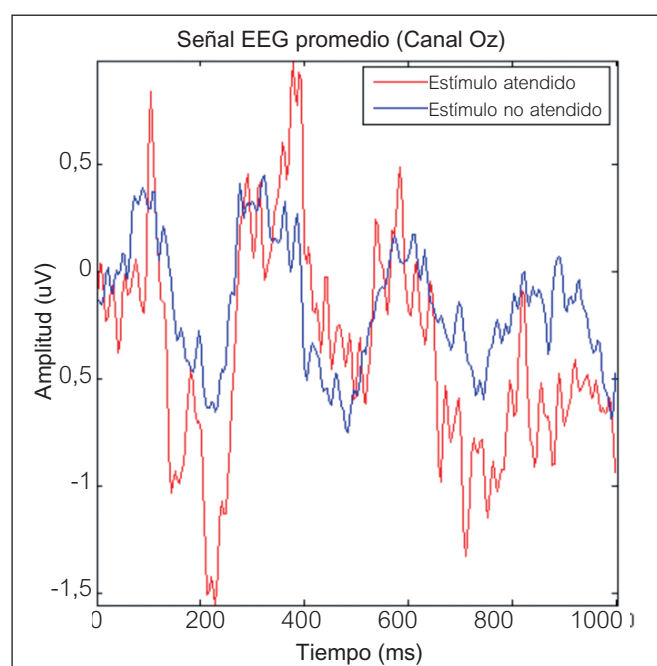


Figura 14. Señal EEG promedio en el canal Oz para los estímulos atendidos (línea roja) y no atendidos (línea azul) por el usuario 2.

Por su parte, el usuario 3 obtuvo muy buenos resultados a la hora de controlar la aplicación BCI domótica, consiguiendo una precisión media del 85% y completando un 93% de las secuencias propuestas. Excepto durante la segunda sesión, en la que la precisión obtenida fue más baja, estos resultados se mantuvieron estables a lo largo de todas las sesiones realizadas. Por ello, se experimentó la posibilidad de disminuir el número de intensificaciones durante las sesiones en modo libre. Así, se realizaron pruebas con un número de intensificaciones igual a 15, 12 y 9 obteniéndose resultados de precisión del 86%, 80% y 77%, respectivamente. Esto quiere decir que el usuario 3 podría controlar la aplicación con buenos resultados empleando 12 ó 9 intensificaciones en lugar de 15. Así, se conseguiría reducir bastante el tiempo empleado para seleccionar las opciones deseadas.

Por otro lado, el usuario 3 participó en un estudio previo en el que se empleó un sistema BCI basado en ritmos sensoriomotores. En dicho estudio, el usuario no fue capaz de controlar el sistema BCI desarrollado puesto que requería de un gran nivel de concentración que se veía condicionado por la discapacidad cognitiva que presenta. Por tanto, el empleo de potenciales P300 ha permitido que el usuario 3 sea capaz de controlar el sistema BCI y acceder al control de dispositivos domóticos, a diferencia de lo que sucedía con los ritmos sensoriomotores. Además, con el sistema BCI basado en P300 ha obtenido un nivel muy bueno de precisión, por lo que el empleo de este tipo de sistemas ha supuesto una ventaja más que notable.

El usuario 4 logró controlar la aplicación domótica desarrollada en el presente estudio con una precisión media del 65% y finalizando el 71% de las secuencias propuestas. Su rendimiento fue muy bueno y se mantuvo estable durante la primera, segunda y cuarta sesión, pero disminuyó bastante durante las sesiones tercera y quinta. Debido a la gran diferencia de rendimiento existente entre unas sesiones y otras no se optó por reducir el número de intensificaciones durante las sesiones de control de la aplicación en modo libre. Por otro lado, las diferencias que existen entre unas sesiones y otras pueden deberse a que este usuario presenta una leve discapacidad cognitiva. Aún así, el usuario ha sido capaz de controlar la aplicación BCI propuesta obteniendo resultados de precisión aceptables.

Por su parte, el usuario 5 obtuvo muy buenos resultados a la hora de controlar la aplicación domótica implementada, consiguiendo una precisión media del 95% y completando un 100% de las secuencias propuestas. Además, estos resultados se mantuvieron estables a lo largo de todas las sesiones llevadas a cabo. Por ello, se experimentó la posibilidad de disminuir el número de intensificaciones durante las sesiones en modo libre. Así, se realizaron pruebas con un número de intensificaciones igual a 15, 12, 9 y 6 obteniéndose resultados de precisión superiores al 86%. Esto implica que el usuario 5 podría controlar la aplicación con mucha precisión empleando 6 intensificaciones en lugar de 15. Así, el tiempo empleado para seleccionar cada acción se reduciría mucho y el ma-

nejo de la aplicación sería mucho más rápido. Por otro lado, el usuario 5 únicamente presentaba discapacidad física por lo que se esperaba que su nivel de atención sostenida fuese muy bueno, que prestase suficiente atención al funcionamiento de la aplicación y que se mantuviese concentrado durante las sesiones. Los resultados obtenidos confirman que efectivamente ha sido capaz de mantenerse concentrado para controlar la aplicación con excelentes resultados. De hecho, el análisis *offline* de las señales registradas para este usuario muestran la existencia de un prominente pico de potencial evocado P300. En la figura 15 se muestra una representación del factor r^2 respecto del tiempo en los 8 canales EEG registrados para este usuario. 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 fue opción deseada por este usuario. En la figura 16 se muestra el promedio de la señal registrada en el canal Oz como respuesta del usuario a los estímulos atendidos y los no atendidos. Se puede apreciar con claridad 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.

El usuario 6, tras la realización de cuatro sesiones, obtuvo una precisión media del 38% y un porcentaje de secuencias finalizadas del 25% por lo que no llegó a controlar la aplicación BCI de forma aceptable. Sin embargo, durante una de las sesiones alcanzó un valor de precisión del 80%. La diferencia de rendimiento entre esta sesión y el resto podría deberse a que, además de discapacidad física, este usuario presentaba también problemas cognitivos. Sin embargo, a pesar de estos problemas cognitivos, obtuvo resultados bastante buenos durante una de las sesiones por lo que tal vez dedicando más tiempo a trabajar con la aplicación podría mejorar su rendimiento y alcanzar niveles de control similares a los de los usuarios 3 y 4.

Por su parte, el usuario 7 obtuvo una precisión media del 33% a la hora de controlar la aplicación BCI implementada. Posiblemente, estos resultados tan pobres (precisión máxima: 37%) son debidos a que el usuario se encuentra condicionado por la discapacidad cognitiva que presenta. Además, se observó también que este usuario, a pesar de estar motivado a la hora de realizar las pruebas, se despistaba mucho y perdía la concentración en cuanto sentía cualquier ligero movimiento o sonido a su alrededor.

El usuario 8 obtuvo un resultado de precisión media del 36% y un porcentaje de secuencias finalizadas del 9%, por lo que no logró controlar la aplicación domótica de forma aceptable. Este usuario presentaba únicamente discapacidad física por lo que su capacidad de atención sostenida se esperaba que fuese buena. Sin embargo, no consiguió controlar satisfactoriamente la aplicación BCI basada en P300. En el caso concreto del usuario 8, este resultado tan bajo se debe a una notable falta de motiva-

ción a la hora de realizar las sesiones de control con la aplicación BCI. De hecho, es el que ha obtenido el porcentaje de secuencias finalizadas más bajo, ya que no era capaz de permanecer concentrado durante una secuencia completa. La motivación es un aspecto esencial en estos sistemas ya que es necesario un esfuerzo para mantenerse atento y concentrado durante la realización de las tareas. Por ello, en este caso sería muy interesante reducir el tiempo de colocación del gorro y los electrodos para el registro del EEG ya que puede llevar demasiado tiempo y provocar cansancio y pérdida de motivación, como probablemente sucedió en el caso de este usuario.

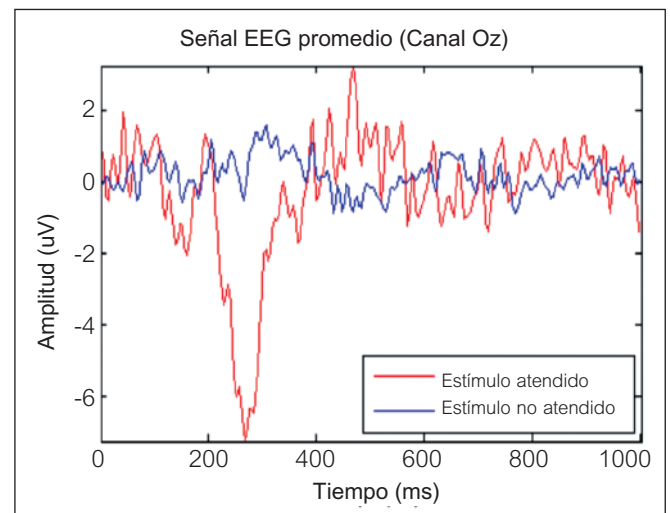


Figura 15. Señal EEG promedio en el canal Oz para los estímulos atendidos (línea roja) y no atendidos (línea azul) por el usuario 5.

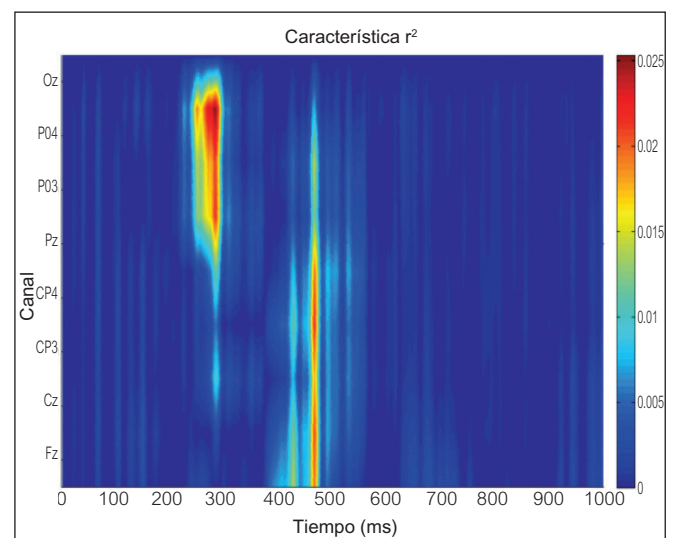


Figura 16. Factor r^2 respecto del tiempo para todos los canales EEG registrados obtenido para el usuario 5.

Por último, el usuario 9 consiguió controlar la aplicación BCI con un nivel aceptable de precisión. En concreto, obtuvo una precisión media del 65% y un porcentaje de secuencias finalizadas del 67%. Se observa,

además, que su rendimiento fue bastante bueno durante la segunda sesión, alcanzando un valor de precisión del 87%. Sin embargo, durante la última sesión se observó que el usuario estaba poco motivado y, de hecho, la precisión en dicha sesión disminuyó hasta un 54%. En este caso, al igual que para el usuario 8, sería importante reducir al máximo el tiempo de colocación del gorro y los electrodos para que el usuario no perdiese la motivación durante esa etapa previa a la realización de pruebas con la aplicación.

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.* [35] participaron cinco sujetos con diferente tipo de discapacidad: parálisis cerebral, esclerosis múltiple, 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 6 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.* [32] participaron ocho sujetos con 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 un 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%.

7. CONCLUSIONES

El objetivo del presente proyecto consistía en el diseño, desarrollo y validación de una aplicación BCI, basada en potenciales P300, que permitiese controlar mediante órdenes cerebrales una serie de dispositivos domóticos y electrónicos presentes habitualmente en el hogar.

En primer lugar se llevó a cabo un estudio exhaustivo de los sistemas BCI basados en P300. Se analizó tanto la distribución de canales para el registro de la señal EEG, como los métodos más habituales para realizar el procesamiento de dicha señal, así como los parámetros de configuración óptimos para el correcto funcionamiento del sistema.

En segundo lugar, se implementó la aplicación BCI de control domótico. Para ello, se empleó el sistema de propósito general BCI2000, el lenguaje de programación C++ en el entorno de programación *Borland C++ Builder 6* y un dispositivo emisor de infrarrojos de pequeño tamaño conectado al ordenador a través de un puerto USB. Así, la aplicación desarrollada permite controlar los siguientes dispositivos: televisor, reproductor de DVD, luces, equipo de música, disco duro multimedia, calefactor, ventilador y teléfono; y sus principales funcionalidades: encender o apagar, subir o bajar el volumen, marcar un número de teléfono, etc. De esta forma, se trata de satisfacer las principales necesidades de confort, entretenimiento y comunicación de los usuarios finales de la aplicación, es decir, de las personas con grave discapacidad física. 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. Así, 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.

A continuación, se aplicó el sistema BCI de control domótico a usuarios reales, es decir, personas con grave discapacidad física. En concreto, participaron en el presente estudio nueve usuarios del CRE de Discapacidad y Dependencia de León. Ninguno de estos usuarios tenía experiencia previa con sistemas BCI basados en potenciales evocados P300. Además, se trataba de sujetos que en muchos casos presentaban problemas cognitivos además de discapacidad física, lo que supone un inconveniente ya que dichos problemas pueden influir bastante en la capacidad de concentración y atención. A pesar de ello, los resultados obtenidos por los usuarios participantes a la hora de controlar la aplicación BCI fueron prometedores. Cinco de ellos fueron capaces de controlar la aplicación BCI con un nivel de precisión aceptable, superior al 65%. Incluso, tres de ellos obtuvieron resultados de precisión media igual o superior al 85%. En general, en los casos en que no existe ningún tipo de discapacidad cognitiva los resultados obtenidos han sido buenos e incluso excelentes. En los casos en que no ha sido así (ej. usuario 8) el problema ha recaído en la falta de motivación que, sin duda, es uno de los factores más importantes a la hora de trabajar con sistemas BCI. Por otro lado, en el caso de los usuarios que presentaban algún tipo de discapacidad cognitiva, se ha observado que el leve daño cerebral que presentan no siempre impide que puedan controlar el sistema con precisión, como en el caso del usuario 3. De hecho, este estudio muestra que los sistemas BCI basados en P300 pueden llegar a ser controlados con precisión por personas con una leve discapacidad cognitiva, mientras que eso no ocurre en los sistemas BCI basados en ritmos sensoriomotores [37]. Por tanto, la presente aplicación domótica está abierta a un mayor número de usuarios finales. Además, los sistemas BCI basados en P300 presentan otras ventajas sobre los que emplean ritmos

sensoriomotores ya que no necesitan una larga etapa de entrenamiento previo y permiten mostrar al usuario más opciones entre las que hacer cada selección. Así, el usuario tiene acceso a más dispositivos y a más funcionalidades de los mismos y el aprendizaje y manejo de la aplicación es más rápido.

El presente estudio presenta ciertas limitaciones que han de ser mencionadas. La principal limitación es el tiempo necesario para la realización de pruebas. La realización de 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, lo deseable es que sea menor que 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. Este proceso, además de consumir mucho tiempo, 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 pasa mucho tiempo. En futuros estudios, para solventar esta limitación se propone el empleo de electrodos activos. Dichos electrodos

llevan un amplificador incorporado 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 estudios futuros sería conveniente la incorporación de nuevos métodos de procesado 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 así su independencia y 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.

8. REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- [1] J.R. Wolpaw, N. Birbaumer, W.J. Heetderks, D.J. McFarland, P.H. Peckham, G. Schalk, E. Donchin, L.A. Quatrano, C.J. Robinson, y T.M. Vaughan, "Brain-Computer Interface Technology: A Review of the First International Meeting," *IEEE Trans. Rehab. Eng.*, vol. 8, pp. 164-173, Junio 2000.
- [2] J. J. Vidal, "Real-time detection of brain events in EEG," *Proc. IEEE*, vol. 65, pp. 633-664, Mayo 1977.
- [3] A. Kübler, V. K. Mushahwar, L. R. Hochberg, y J. P. Donoghue, "BCI Meeting 2005-Workshop on Clinical Issues and Applications," *IEEE Trans. Rehab. Eng.*, vol. 14, no.2, pp.131-134, Junio 2006.
- [4] Y. Wang, R. Wang, X. Gao, B. Hong, y S. Gao, "A Practical VEP-Based Brain-Computer Interface," *IEEE Trans. Neural Systems and Rehab. Eng.*, vol. 14, pp. 234-240, Junio 2006.
- [5] M. Middendorf, G. McMillan, G. Calhoun, y K.S. Jones, "Brain-computer interfaces based on steady-state visual evoked response," *IEEE Trans. Rehab. Eng.*, vol. 8, no.2, pp. 211-214, Junio 2000.
- [6] J. R. Wolpaw, N. Birbaumer, D. J. McFarland, G. Pfurtscheller, y T. M. Vaughan, "Brain-computer interfaces for communication and control," *Clin. Neurophysiol.*, vol. 113, pp. 767-791, Marzo 2002.
- [7] 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, Junio 2000.
- [8] T. Hinterberger, S. Schmidt, N. Neumann, J. Mellinger, B. Blankertz, y G. Curio, "Brain-Computer Communication and Slow Cortical Potentials," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 51, no. 6, pp.1011-1018, Junio 2004.
- [9] J. A. Pineda, B. Z. Allison, y A. Vankov, "The effects of Self-Movement, Observation, and Imagination on Rhythms and Readiness Potentials (RP's): Toward a Brain-Computer Interface (BCI)," *IEEE Trans. Rehab. Eng.*, vol. 8, no. 2, pp. 219-222, Junio 2000.
- [10] J.R. Millán, F. Renkens, J. Mouriño, W. Gerstner, "Brain-Actuated Interaction," *Art. Intel.*, vol. 159, pp. 241-259, Enero 2004.
- [11] S. Lemm, C. Schafer, y G. Curio, "BCI competition 2003-data set III: Probabilistic Modeling of Sensorimotor μ -Rhythms for Classification of Imaginary Hand Movements," *IEEE Trans. on Biomed. Eng.*, vol. 51, no. 6, pp. 1077-1080, Junio 2004.
- [12] J. A. Kim, D. U. Hwang, S. Y. Cho, y S. K. Han, "Single trial discrimination between right and left hand movement with EEG signal," *Proc. 25th Annual International Conference of de IEEE EMBS*, vol. 4, pp.3321-3324, Septiembre 2003.
- [13] O. Bai, P. Lin, S. Vorbach, J. Li, S. Furlani, y M. Hallett, "Exploration of computational methods for classification of movement intention during human voluntary movement from single trial EEG," *Clin. Neurophysiol.*, vol. 118, no. 12, pp. 2637-2655, Diciembre 2007.
- [14] C. Brunner, M. Naeem, R. Leeb, B. Graimann, y G. Pfurtscheller, "Spatial filtering and selection of optimized components in four class motor imagery EEG data using Independent Components Analysis," *Pattern Recogn. Lett.*, vol. 28, no. 8, pp. 957-964, Junio 2007.

- [15] G. Pfurtscheller, G. R. Müller-Putz, A. Schlögl, B. Graimann, R. Scherer, R. Leeb, C. Brunner, C. Keinrath, y F. Lee, "15 years of BCI research at Graz University of Technology: current projects," *IEEE Trans. on Neural Systems and Rehab. Eng.*, vol. 14, no. 2, pp. 205–210, Junio 2006.
- [16] K. Gurney, *An Introduction to Neural Networks*, CRC Press, 1997.
- [17] C.M. Bishop, *Neural Networks for Pattern Recognition*, Oxford University Press, 1995.
- [18] Instituto Nacional de Estadística, Encuesta de Discapacidad, Autonomía Personal y Situaciones de Dependencia, 2008. Disponible: <http://www.ine.es..>
- [19] L.J. Trejo, R. Rosipal, y B. Matthews, "Brain Computer Interfaces for 1-D y 2-D Cursor Control: Designs Using Volitional Control of the EEG Spectrum or Steady-State Visual Evoked Potentials," *IEEE Trans. Neural Systems and Rehab. Eng.*, vol. 14, no. 2, pp. 225–229, Junio 2006.
- [20] I. Iturrate, J. M. Antelis, A. Kübler, y J. Mínguez. "A Noninvasive Brain-Actuated Wheelchair Based on a P300 Neurophysiological Protocol and Automated Navigation," *IEEE Trans. on Robotics*, vol. 25, pp. 614–627, Junio 2009.
- [21] H. H. Jasper. "The Ten Twenty Electrode System of the International Federation," *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, vol. 10, pp. 371–375, Mayo 1958.
- [22] G. Schalk y J. Mellinger. BCI2000 Bulletin Board: Channels for P300. Disponible: <http://www.bci2000.org/phpbb/viewtopic.php?f=2&t=918&p=3263>, 2011.
- [23] D. J. McFarland, L. M. McCane, S. V. David, y J. R. Wolpaw. "Spatial Filter Selection for EEG-based Communication," *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, vol. 103, pp. 386–394, Septiembre 1997.
- [24] L. A. Farwell y E. Donchin, "Talking off the top of your head: toward a mental prosthesis utilizing event-related brain potentials," *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, vol. 70, pp.510–523, 1988.
- [25] D. J. Krusienski, E. W. Sellers, F. Cabestaing, S. Bayouhd, D. J. McFarland, T. M. Vaughan, y J. R. Wolpaw, "A comparison of classification techniques for the P300 Speller," *Journal of Neural Engineering*, vol. 3, pp. 299–305, Diciembre 2006.
- [26] E. G. Cossio y 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," *Revista de Ingeniería Biomédica*, vol. 2, no. 4, pp. 26–33, 2008.
- [27] R. A. Fisher, "The use of multiple measurements in taxonomic problems," *Annals of Eugenics*, vol. 7, pp. 179–188, 1936.
- [28] C. Escolano, A. R. Murguialday, T. Matuz, N. Birbaumer, y J. Mínguez, "A telepresence robot system operated with a P300-based Brain Computer Interface: Initial tests with ALS patients," *Proceedings of the 23rd Annual International Conference of the IEEE EMBS*, pp. 4476–80, Buenos Aires, Argentina, 2010.
- [29] C. S. Nam, Y. Jeon, Y. Li, Y. J. Kim, y H. Y. Yoon, "Usability of the P300 Speller: Towards a More Sustainable Brain-Computer Interface," *International Journal on Human-Computer Interaction*, vol. 1, no. 5, 2009.
- [30] D. J. Krusienski, E. W. Sellers, D. J. McFarland, T. M. Vaughan, y J. R. Wolpaw, "Toward enhanced P300 speller performance," *Journal of neuroscience methods*, vol. 167, pp. 15–21, 2008.
- [31] G. Schalk y J. Mellinger, *A Practical Guide to Brain-Computer Interfacing with BCI2000*, Springer-Verlag London, 2010.
- [32] F. Nijboer, E. W. Sellers, J. Mellinger, M. A. Jordan, T. Matuz, A. Furdea, S. Halder, U. Mochty, D. J. Krusienski, T. M. Vaughan, J. R. Wolpaw, N. Birbaumer, y A. Kübler. "A P300-based Brain-Computer Interface for People with Amyotrophic Lateral Sclerosis," *Clin. Neurophysiol.*, vol. 119, pp. 1909–1916, Agosto 2008.
- [33] E. M. Mugler, C. A. Ruf, S. Halder, M. Bensch, y A. Kübler. "Design and Implementation of a P300-based Brain-Computer Interface for Controlling an Internet Browser," *IEEE Trans. Neural Systems and Rehab. Eng.*, vol. 18, no. 6, pp. 599–609, Diciembre 2010.
- [34] C. Escolano, J. Antelis, y J. Mínguez. "Human Brain-Teleoperated Robot between Remote Places," *Proc. of the IEEE Int. Conf. on Robotics and Automation*, pp. 4430–4437, Kobe, Japón, 2009.
- [35] U. Hoffmann, J. M. Vesin, T. Ebrahimi, y K. Diserens. "An Efficient P300-based Brain-Computer Interface for Disabled Subjects," *Journal of Neuroscience Methods*, vol. 167, pp. 115–125, Enero 2008.
- [36] RedRat Ltd. Website. Disponible: <http://www.redrat.co.uk>. Última consulta: 10 de noviembre de 2011.
- [37] R. Corralejo, R. Hornero, y D. Álvarez, "A Domestic Control System Using Brain-Computer Interface (BCI)," *Proc. of the 11th International Work Conference on Artificial Neural Networks, Lecture Notes in Computer Science*, Part I, vol. 6691, pp. 345–352, Torremolinos, España, 2011.

Conflicto de intereses

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