

---

**Ampliación y perfeccionamiento  
de un sistema Brain Computer  
Interface (BCI) de control domótico  
para incrementar la calidad de vida  
de las personas con grave  
discapacidad y evaluar el daño  
cerebral y medular**

---

**Roberto Hornero Sánchez**

**Ayudas a la investigación 2011**

**FUNDACIÓN MAPFRE**

## **Investigador principal:**

**Roberto Hornero Sánchez**

Catedrático de Universidad  
Director del Grupo de Ingeniería Biomédica  
de la Universidad de Valladolid

# Índice

	Página
RESUMEN	4
1. INTRODUCCIÓN	5
2. OBJETIVOS DEL PROYECTO	6
3. ACTIVIDADES REALIZADAS	7
3.1. Tarea 1: Estudio de sistemas BCI basados en potenciales P300	7
3.2. Tarea 2: Evaluación del nuevo sistema de adquisición de la señal de EEG mediante electrodos activos	8
3.3. Tarea 3: Ampliación y perfeccionamiento de la aplicación BCI	9
3.4. Tarea 4: Evaluación del sistema por usuarios del CRE de León. Extracción de conclusiones	12
3.5. Tarea 5: Coordinación del proyecto	15
4. RESULTADOS	16
4.1. Descripción de las pruebas	16
4.2. Evaluación de la aplicación BCI domótica	17
5. DISCUSIÓN	19
6. CONCLUSIONES	21
7. REFERENCIAS	22

## 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. En el presente proyecto se ha desarrollado una innovadora aplicación de control de dispositivos domóticos y electrónicos presentes habitualmente en el hogar, gestionada mediante un sistema BCI basado en potenciales evocados P300 presentes en el electroencefalograma (EEG). Se ha empleado un nuevo sistema de adquisición de la señal de EEG mediante electrodos activos, con gran calidad de señal y montaje más rápido y cómodo para los usuarios. Además, se ha diseñado una interfaz de usuario muy completa e intuitiva, con 113 funcionalidades de control de 8 dispositivos. La aplicación fue evaluada por 15 usuarios del CRE de Discapacidad y Dependencia de León. Todos los participantes en el estudio fueron personas con diferente grado de discapacidad física, que en algunos casos también presentaban problemas cognitivos. Los resultados obtenidos sugieren que el grado de discapacidad física o cognitiva no es un impedimento para controlar de forma precisa una aplicación basada en BCI. Podemos concluir que los sistemas BCI son apropiados para el desarrollo de nuevas interfaces de control orientadas a gestionar las necesidades básicas de los usuarios con discapacidad.

## ABSTRACT

A Brain-Computer Interface (BCI) system translates the user's intent, recorded by scalp electrodes, into commands that operate a device. In this project, an innovative BCI application based on the P300 potentials present in the EEG was developed. This BCI tool was aimed at controlling domestic and electronic devices usually present at home. A new acquisition system for EEG recording based on active electrodes was used, allowing high signal quality, quick assembly and being more comfortable for users. Additionally, an intuitive and more complete user interface was designed with 113 control features from 8 devices. A total of 15 users from the CRE of Disability and Dependence were involved in the study to assess the BCI tool. All subjects were disabled people with different degrees of motor disability, accompanied with cognitive problems in some cases. Our results suggest that the degree of motor or cognitive disability is not a relevant issue in order to operate a BCI-based application suitably. Therefore, we can conclude that BCI-based systems could be suitable for developing new control interfaces aimed at managing basic needs of disabled people.

## 1. INTRODUCCIÓN

Sólo en España se estima que existen 3,5 millones de personas con discapacidad, 840.000 de las cuales tienen discapacidad grave o severa para el desarrollo de actividades básicas de su vida diaria [1]. 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, 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 ninguna forma de comunicación. Las interfaces cerebro-ordenador (*Brain Computer Interface*, BCI) permiten transformar las intenciones del usuario, estimadas mediante el análisis de la actividad cerebral, en comandos de control [2]. De esta forma, los sistemas BCI suponen un novedoso canal de comunicación, con enormes posibilidades para las personas con discapacidades graves. Una de las principales limitaciones de este colectivo son los problemas para desarrollar actividades de la vida diaria, principalmente las tareas del hogar. En este sentido, los sistemas BCI podrían emplearse para interactuar con los dispositivos domóticos y electrónicos presentes habitualmente en el hogar.

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 [3]. Sin embargo, no es hasta la década de los 90, gracias a la aparición de ordenadores más potentes capaces de procesar grandes cantidades de datos, cuando aparecen sistemas BCI verdaderamente operativos, aunque de funcionalidad limitada. En las últimas décadas el interés en la materia ha aumentado significativamente [4]. El registro portátil del electroencefalograma (EEG) para analizar la actividad cerebral de los usuarios ha facilitado enormemente el desarrollo de estos sistemas. El EEG es un método no invasivo de bajo coste, portátil y de fácil uso, por lo que es el método más utilizado en los sistemas BCI. A partir del EEG se pueden obtener distintos tipos de señales adecuadas para controlar este tipo de dispositivos. Destacan por sus características los potenciales evocados P300. Se trata de un pico positivo 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 [5, 6]. Al contrario que los ritmos sensoriomotores [5, 7], no

necesitan entrenamiento previo ni un nivel tan elevado de concentración, lo que supone una gran ventaja. Sin embargo, exigen un entorno de uso estructurado y controlado, por lo que son menos flexibles. En este proyecto se ha desarrollado una innovadora aplicación controlada mediante un sistema BCI basado en potenciales P300 para detectar las intenciones del usuario. De esta forma se elimina la necesidad de entrenamiento y se consigue que los usuarios seleccionen con gran rapidez las acciones sobre los dispositivos de su entorno.

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 sistemas que permiten mejorar la comunicación de los pacientes, así como el control de neuroprótesis y sillas de ruedas [6, 8-10]. A nivel nacional es aún menor el número de grupos de investigación que estudian los sistemas BCI. Estos se centran principalmente en la aplicación final, otorgando un papel secundario al estudio de métodos de procesamiento de la señal de EEG, imprescindible para aumentar la eficacia y el rendimiento de estos sistemas. Estos grupos nacionales desarrollan 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. Además, a nivel comercial, no conocemos ninguna aplicación basada en BCI para el control de recintos domóticos.

Este estudio es la continuación del proyecto titulado "*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", financiado por la Fundación MAPFRE en su anterior convocatoria de Ayudas a la Investigación (2010). En dicho proyecto se encontraron varias limitaciones asociadas al proceso de adquisición de la señal de EEG que dificultaban el funcionamiento del sistema, así como posibles mejoras en el diseño y funcionalidad de la aplicación especificadas por los propios usuarios durante el proceso de evaluación. El objetivo principal del presente proyecto consiste en ampliar y perfeccionar la aplicación asistiva diseñada para controlar mediante órdenes cerebrales diferentes dispositivos domóticos y electrónicos presentes habitualmente en la vivienda. Este estudio trata de abordar las principales limitaciones encontradas, para incrementar el grado de precisión de la aplicación final y el nivel de satisfacción de los usuarios.

## 2. OBJETIVOS DEL PROYECTO

Una de las críticas que se suele hacer a los sistemas BCI es que requieren cierto período de aprendizaje y el tiempo empleado para realizar una acción de control puede ser demasiado largo en algunos casos. En este proyecto se pretende desarrollar un sistema BCI basado en potenciales P300. Este tipo de señales no requieren un nivel de entrenamiento y concentración tan elevado como en el caso de los sistemas basados en ritmos sensoriomotores, por lo que se espera una mejor acogida, manejabilidad y grado de satisfacción por parte de los usuarios con discapacidad. Otra de las principales limitaciones de los sistemas BCI está asociada al equipo de registro de la señal de EEG. Como fase previa a la adquisición de la señal, es necesario dedicar un tiempo bastante extenso a la preparación del cuero cabelludo del usuario, aplicación de geles de limpieza y conductividad, y a la correcta colocación de los electrodos. Estos preparativos son necesarios para reducir al mínimo posible la impedancia y mejorar la calidad de la señal. En este proyecto se emplearán electrodos activos, bajo la hipótesis de poder reducir significativamente el tiempo de preparación. Además, se espera que empleando estos nuevos sensores aumente la calidad de la señal, lo que debería incrementar la precisión global del sistema.

El objetivo principal del presente proyecto consiste en perfeccionar una aplicación asistiva diseñada para controlar mediante órdenes cerebrales diferentes dispositivos domóticos y electrónicos presentes habitualmente en la vivienda. Para ello, se ha partido de la herramienta desarrollada y evaluada de forma preliminar en el proyecto titulado “*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”, financiado por la Fundación MAPFRE en su anterior convocatoria de Ayudas a la Investigación (2010). El actual proyecto está enfocado a solventar algunas de las limitaciones encontradas, para incrementar el grado de precisión de la aplicación final. Además, se pretende ampliar y mejorar las tareas de evaluación de la influencia del tipo y grado de daño cerebral y medular en la utilización de la aplicación. Este objetivo global puede desglosarse en los siguientes objetivos intermedios:

1. Seleccionar una muestra significativa de población con diferente tipo y grado de discapacidad como consecuencia de daño cerebral o medular, que permita evaluar correctamente su influencia sobre la aplicación. La muestra de población estará formada por 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. Simplificar el proceso de adquisición de la señal de EEG. Para ello, se empleará un gorro y un conjunto de electrodos activos con pre-amplificador de bajo ruido de g.tec (Schiedlberg, Austria).
3. Crear una base de datos de señales de EEG adquiridas durante las pruebas con usuarios reales del CRE de Discapacidad y Dependencia, con registros etiquetados de diferentes tipos de secuencias de control.
4. Estudiar exhaustivamente nuevos métodos de clasificación de las características extraídas de la señal de EEG, que permitan identificar con mayor precisión la intención del usuario. Desarrollo software de los métodos seleccionados.
5. Procesar los registros de EEG y analizar los resultados obtenidos para verificar la eficacia de los nuevos métodos propuestos.
6. Ampliar y perfeccionar la nueva aplicación de control de dispositivos domóticos y electrónicos presentes en el hogar, que integrará los nuevos métodos de clasificación seleccionados y una interfaz gráfica más completa y eficiente.
7. Evaluar la nueva aplicación mediante las pruebas realizadas por los usuarios del CRE de Discapacidad y Dependencia. Extraer conclusiones a partir de la experiencia de los usuarios con el sistema BCI.
8. Evaluar la influencia del daño cerebral y medular en la utilización del sistema BCI desarrollado. Extraer conclusiones sobre la utilización del sistema por personas con diferente grado de 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*.

### 3. ACTIVIDADES REALIZADAS

#### 3.1. TAREA 1: ESTUDIO DE SISTEMAS BCI BASADOS EN POTENCIALES P300

En esta tarea los investigadores Jesús Poza Crespo (JPC), María García Gadañón (MGG), Carlos Gómez Peña (CGP) y José Víctor Marcos Martín (JVM) realizaron 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 tanto la identificación de nuevos métodos de clasificación como la selección óptima de parámetros de funcionamiento. A continuación se describen brevemente las principales conclusiones obtenidas:

- Estudio de nuevos métodos de clasificación de características. Los métodos de clasificación más adecuados para detectar con precisión los potenciales evocados P300 se describen brevemente a continuación:
  - Método de correlación de Pearson (*Pearson's Correlation Method*, PCM). Es una herramienta de análisis estadístico empleada para estimar la significación de las variables de predicción basada en la correlación entre dos series de datos [11, 12]. Esta correlación puede tomar valores entre -1 y 1. Cuanto mayor sea el valor de la correlación en valor absoluto más proporcionales son ambas series y mayor será la significación de la variable de predicción. Si el valor de la correlación es próximo a cero, ambas series no son proporcionales, es decir, no hay correlación.
  - Discriminante lineal de Fisher (*Fisher's Linear Discriminant*, FLD). Es el método más empleado cuando el problema que se afronta es binario [11]. Se emplea cuando ambas poblaciones tienen distribución Gaussiana y el mismo valor de covarianza. Se basa en la determinación del hiperplano de separación óptimo entre dos clases [13].
  - Análisis discriminante lineal paso a paso (*StepWise Linear Discriminant Analysis*, SWLDA). Es una extensión del FLD que realiza una reducción del espacio de características mediante la selección de las características más apropiadas para ser incluidas en la función discriminante [11, 13-19]. Se emplea para seleccionar las características óptimas dentro de un conjunto mayor y crear así un clasificador robusto [6, 20]. Aplicado a sistemas BCI basados en potenciales P300, identifica la función discriminante más adecuada añadiendo características espacio-temporales (la amplitud de la señal en un canal e instante de tiempo específicos) a una ecuación lineal formada por las características que presentan la mayor varianza [21].
  - Máquinas vector soporte (*Support Vector Machines*, SVM). En un contexto binario, determinan el hiperplano que maximiza el margen de separación entre dos clases [22]. Este hiperplano se busca en un espacio de mayor dimensión que el original, de forma que a los datos de entrada se les aplica una transformación no lineal para maximizar la distancia entre clases [11].
- *Boosting Ordinary Least Squares* [23]. Este método aplica un modelo de regresión logística paso a paso, empleando el método de mínimos cuadrados para obtener la función discriminante. Así, el algoritmo construye un clasificador sencillo que proporciona como salida una estimación de la probabilidad de que la señal EEG registrada tras un estímulo contenga un P300. Además, permite interpretar fácilmente qué canales y qué instantes de tiempo son los más importantes para la detección de los potenciales P300 [23].
- Redes neuronales bayesianas (*Bayesian Neural Networks*, BNN). Son redes neuronales donde el aprendizaje se realiza aplicando los principios del teorema de Bayes. Tienen dos ventajas importantes: son redes autoorganizadas y los pesos calculados se pueden interpretar de forma sencilla como probabilidades [24].
- Selección de los parámetros óptimos de funcionamiento. Se registraron 8 canales de EEG monopolares: Fz, Cz, P3, Pz, P4, PO7, PO8 y Oz [25], de acuerdo con el sistema internacional 10–20 modificado [26]. La frecuencia de muestreo fue de 256 Hz y se aplicó un filtrado paso banda entre 0.1 y 60 Hz y un filtro de ranura (*Notch filter*) a la frecuencia de la red eléctrica (50 Hz). Para maximizar la relación señal a ruido (*Signal to Noise Ratio*, SNR) se aplicó un filtro espacial CAR (*Common Average Reference*) [27]. Además, se seleccionaron los parámetros de funcionamiento típicamente empleados en sistemas BCI basados en P300 o en el paradigma *oddball* [5, 6, 17, 21, 28-30]. Para ello, se presentó 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 ilumina una fila o columna de forma aleatoria [5, 6]. Además, cada bloque de presentación de estímulos (en el que todas las filas y columnas se han intensificado una vez) se repite 15 veces [5, 6]. La duración convencional del estímulo, típicamente de 31.25 ms [6], se consideró demasiado corta, ya que experimentalmente se observó que con un tiempo tan pequeño resultaba difícil concentrarse en contar cuántas veces se ilumina la celda seleccionada de la matriz de opciones. Por ello, se aumentó la duración del estímulo a 62.5 ms, de forma que la respuesta P300 seguía apareciendo tras

cada estímulo y se facilitaba la tarea propuesta a los usuarios finales. Así, se pretende mejorar la capacidad de estos usuarios para acceder a este tipo de sistemas BCI.

- Desarrollo e integración software de los métodos seleccionados. Los métodos más adecuados para el procesamiento de las señales y detección de los potenciales P300 en tiempo real se implementaron en lenguaje MATLAB® y C++.

### 3.2. TAREA 2: EVALUACIÓN DEL NUEVO SISTEMA DE ADQUISICIÓN DE LA SEÑAL DE EEG MEDIANTE ELECTRODOS ACTIVOS

Durante la realización de esta tarea, los investigadores Jesús Poza Crespo (JPC) y Rebeca Corralejo Palacios (RCP) evaluaron un nuevo sistema de adquisición de la señal EEG. Nuestro grupo de investigación ha adquirido un sistema de registro basado en electrodos activos con pre-amplificador de bajo ruido de la empresa g.tec (Schiedlberg, Austria). Dicho sistema se compone de los siguientes elementos: 16 electrodos activos, 2 electrodos de referencia, 2 electrodos de tierra, 2 fuentes de alimentación para los electrodos activos, 4 gorros para registros EEG, gel conductor y otros conectores necesarios. En la

Figura 1 se muestra una imagen de este equipo de registro de EEG. Además, en la Figura 2 se muestran más detalladamente estos electrodos y el gorro empleado para el registro de la actividad cerebral.

Se realizaron varios registros EEG con el nuevo equipamiento para evaluar el sistema de adquisición de la señal, analizando tanto las ventajas como los inconvenientes del empleo de este tipo de electrodos atendiendo a dos cuestiones fundamentales: el tiempo de preparación para el registro del EEG y la calidad de las señales registradas:



**Figura 1.** Imagen del equipo de registro de la señal EEG del que disponemos: electrodos activos, gorro con la localización estándar de los canales EEG, sistema de alimentación para los electrodos, gel y amplificador de señales biomédicas.



**Figura 2.** (a) Detalle de un electrodo activo para el registro de la señal EEG. (b) Gorro empleado para el registro de la actividad EEG con los electrodos activos.

- **Tiempo de preparación para el registro del EEG.** Se observó una mejora más que notable al emplear electrodos activos para el registro del EEG. El tiempo de colocación del gorro y los electrodos disminuyó considerablemente. Empleando electrodos activos, fue posible comenzar la fase de registro del EEG tras dedicar aproximadamente 10 min de preparación a cada usuario (colocación del gorro, aplicación del gel conductor y comprobación de la calidad de las señales). Este proceso de preparación empleando electrodos convencionales suponía en torno a 40 ó 60 min hasta que podía comenzarse el registro. Por lo tanto, el nuevo equipamiento supone una ventaja ya que reduce hasta seis veces el tiempo necesario para preparar al usuario. Esto supone un ahorro de tiempo para los investigadores, así como una menor probabilidad de que los usuarios se desmotiven tras un largo proceso de preparación antes de comenzar los registros.

- **Calidad de las señales registradas.** Uno de los inconvenientes de emplear electrodos activos, es que no resulta posible obtener una medida de la impedancia entre el electrodo y el cuero cabelludo de forma continua, pero sí es posible obtener una medida puntual de la impedancia. Se ha comprobado empíricamente que la calidad de las señales registradas es elevada cuando se emplean electrodos activos. Además, resulta bastante sencillo y rápido comprobar la calidad de las señales registradas observándolas visualmente: se aprecia fácilmente en qué canales se produce un buen contacto y, por lo tanto, una buena calidad de la señal y en cuáles no. Basta con aplicar de nuevo gel conductor para mejorar el contacto de los canales deficientes y observar de nuevo la señal registrada. De esta forma, en poco tiempo es posible registrar todos los canales EEG con valores de impedancia inferiores a  $5K\Omega$ .

### 3.3. TAREA 3: AMPLIACIÓN Y PERFECCIONAMIENTO DE LA APLICACIÓN BCI

En esta tarea, los investigadores Daniel Álvarez González (DAG), Rebeca Corralejo Palacios (RCP) y Gonzalo C. Gutiérrez Tobal (GGT) colaboraron en la implementación de mejoras en la aplicación BCI de control domótico a partir de la señal EEG del usuario.

La nueva aplicación desarrollada permite controlar diferentes dispositivos electrónicos que satisfacen las principales necesidades de confort, comunicación y entretenimiento: televisor, reproductor de DVD, equipo de música, disco duro multimedia, dispositivos de iluminación, ventilación y calefacción, así como un teléfono inalámbrico. El control de dichos dispositivos se realiza a través de comandos emitidos mediante señales de infrarrojos (IR). Para ello, se dispone de un dispositivo *RedRat* (RedRat Ltd., Reino Unido), que integra un emisor de infrarrojos y que se conecta fácilmente al ordenador a través de un

puerto USB. La aplicación BCI, en función de la intención del usuario, indica a este dispositivo qué comandos debe emitir para realizar las acciones de control de los diferentes dispositivos propuestos.

El funcionamiento de la aplicación BCI de control domótico se describe a continuación. En primer lugar, la pantalla muestra al usuario el menú principal de la aplicación. En la Figura 3(a) se muestra dicho menú, que 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 atenuando en orden aleatorio, como se muestra en la Figura 3(b). Mientras, el usuario debe fijarse en la opción deseada y contar cuántas veces se atenúa



(a)



(b)

**Figura 3.** Menú principal de la aplicación BCI de control domótico. El usuario puede acceder desde el menú principal a los diferentes dispositivos que controla la aplicación: TV, DVD, equipo de música, disco multimedia, dispositivos de iluminación, calefacción y ventilación, así como un teléfono. (a) Imagen del nuevo menú principal de la aplicación. El color de fondo de las imágenes se ha unificado para facilitar la navegación entre los diferentes menús. (b) Captura del menú principal durante la ejecución de la aplicación, donde se puede observar que en ese instante aparece atenuada la primera columna de la matriz.

ésta. Así, es más probable que se atenúe cualquier otro botón de la matriz que el botón deseado. Por ello, cuando éste se atenúa aparece un potencial evocado en la actividad EEG del usuario, aproximadamente unos 300 ms después de haberse producido el estímulo [5, 6]. 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, 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 atenuando aleatoriamente. Mientras, el usuario mira de nuevo fijamente a la opción deseada y cuenta cuántas veces se atenúa ésta. Una vez finalizadas las atenuaciones, la aplicación determina la intención del 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 presentados en la interfaz 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 [20] y se han utilizado el lenguaje de programación C++ y el entorno de desarrollo *Borland C++ Builder 6*.

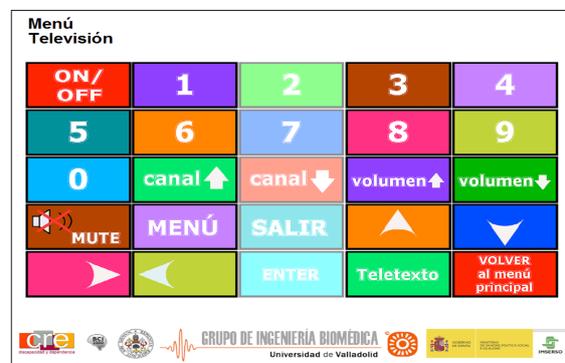
La aplicación actual supone una ampliación y mejora en base a la información y opiniones proporcionadas por los propios usuarios finales durante la evaluación de la apli-

cación preliminar desarrollada en el proyecto anterior. Por un lado, se han incluido nuevas funcionalidades dentro de los menús de control de los dispositivos. Por otro lado, el color de fondo de las imágenes que representan a cada aparato u opción de cada menú se ha unificado. Además, las opciones se han reorganizado para que resulte más sencillo acceder a los diferentes comandos disponibles. En concreto, la nueva aplicación permite controlar los siguientes dispositivos y funcionalidades:

- **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); así como acceder y navegar por la Guía Electrónica de Programas (EPG). En la Figura 4(a) se muestra el menú mejorado correspondiente al control de la televisión donde puede observarse la nueva distribución de los botones que se asemeja a la de un mando a distancia real. Por su parte, la Figura 4(b) muestra el menú de control de la televisión de la versión anterior de la aplicación.
- **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; explorar el contenido del DVD (menú); mostrar u ocultar los subtítulos; así como realizar una grabación.
- **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. La Figura 5 recoge la nueva distribución del menú de control del equipo de música.
- **Disco multimedia:** encender o apagar; explorar el contenido del disco (menú, arriba, abajo, derecha, izquierda



(a)



(b)

**Figura 4.** Submenú de control de la televisión. Desde este menú el usuario puede seleccionar diferentes comandos: encender o apagar; subir, bajar o silenciar el volumen, acceder al menú de configuración o a la guía de programación, etc. (a) Nueva apariencia del menú televisión. Se ha unificado el color de fondo de los botones para todo el menú y, además, los botones se han redistribuido para asemejarse a la distribución de un mando a distancia real. (b) Apariencia del menú televisión de la aplicación previa.

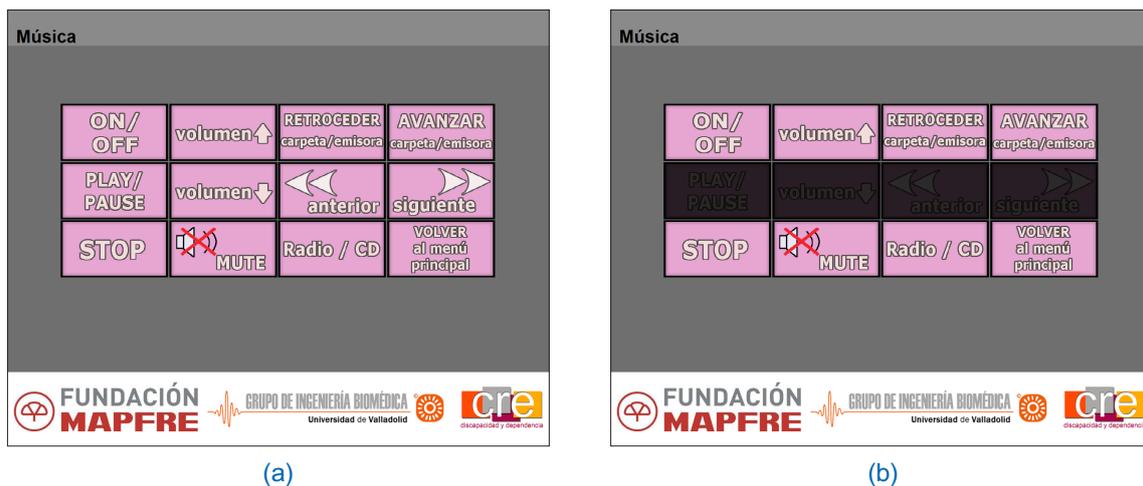


Figura 5. Submenú de control del equipo de música. Desde este menú el usuario puede seleccionar diferentes comandos: encender o apagar; subir, bajar o silenciar el volumen, acceder a la pista o emisora siguiente, etc. (a) Nueva apariencia del menú del equipo de música. (b) Captura del menú música

o seleccionar); reproducir, pausar o parar una película, un archivo de música o una presentación de fotos; y mostrar u ocultar los subtítulos. En la Figura 6 se muestra la nueva distribución del menú multimedia.

- **Teléfono:** colgar o descolgar el teléfono; marcar un número de teléfono seleccionando cada cifra de 0 a 9; marcar la tecla de rellamada; realizar una llamada de emergencia al 112; y acceder directamente a la agenda telefónica. Por otro lado, desde el menú agenda es posible marcar directamente un número de teléfono memorizado en la agenda telefónica. En la Figura 7 se muestra el nuevo menú correspondiente al teléfono, cuya distribución de las teclas de marcado es similar a la de un teléfono real.

- **Ventilador:** encender o apagar; aumentar o disminuir la potencia; activar o desactivar independientemente los ventiladores; programar el funcionamiento del ventilador durante un intervalo de tiempo variable: desde 30 minutos hasta 3 horas; así como activar o desactivar el modo giratorio. La Figura 8 muestra la nueva apariencia del menú de control del ventilador.
- **Calefactor:** encender o apagar; aumentar o disminuir la potencia; programar el funcionamiento 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 Figura 9 se muestra la nueva distribución del menú de control de las luces.

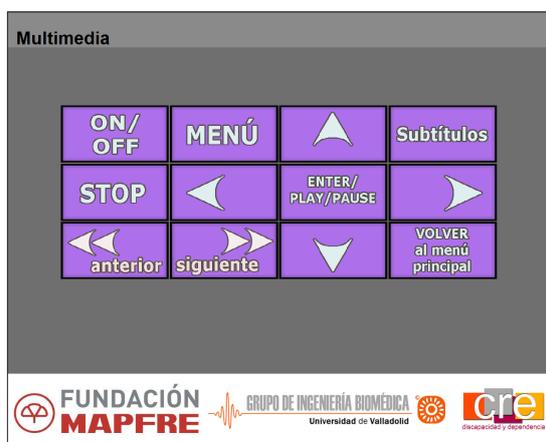


Figura 6. Submenú de control del disco multimedia. El color de fondo de los botones se ha unificado, respecto a la aplicación previa. Además, se han reorganizado los botones del menú para que la similitud con un mando a distancia real sea mayor.



Figura 7. Nuevo 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, realizar una llamada de emergencia, etc. Además, puede acceder directamente a la agenda telefónica o volver nuevo al menú principal.



Figura 8. Nueva apariencia del submenú de control del sistema de ventilación. Desde este submenú los usuarios de la aplicación pueden controlar el encendido, apagado, nivel de potencia y el resto de funciones de un ventilador.



Figura 9. Submenú de control del sistema de iluminación. La aplicación permite que los usuarios puedan controlar tanto el encendido y apagado como el nivel de intensidad y el color de una bombilla.

### 3.4. TAREA 4: EVALUACIÓN DEL SISTEMA POR USUARIOS DEL CRE DE LEÓN. 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”.

En primer lugar se llevó a cabo la **Subtarea 4.1. (“Evaluación de la utilidad, manejabilidad y grado de satisfacción del usuario”)**. Durante esta tarea, los investigadores Roberto Hornero Sánchez (RHS), Daniel Álvarez González (DAG) y Rebeca Corralejo Palacios (RCP) trabajaron 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 la realización de las pruebas de evaluación de la aplicación han participado 15 usuarios del CRE de Discapacidad y Dependencia, con diferentes grados de discapacidad motora 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. Las pruebas consistieron en la realización de tres sesiones con el sistema BCI basado en potenciales P300. Primero, una sesión de toma de contacto y calibración, donde se presentó a cada usuario una matriz de imágenes en la que las filas y las columnas se van atenuando aleatoriamente. Durante diferentes ejercicios, se pidió a los usuarios que se fijasen en una imagen concreta y contasen cuántas veces se atenuaba la fila o columna correspondiente a la celda. Después, se analizaron las señales registradas durante dicha sesión para localizar en qué regiones cerebrales y en qué instantes de tiempo se detectaban mejor los potenciales evocados. A continuación, se creó un clasificador personalizado, que fue el empleado en las sesiones posteriores de evaluación de la herramienta BCI. Durante las siguientes dos sesiones, los

usuarios trabajaron directamente con la nueva aplicación BCI de control domótico ejecutando diferentes secuencias de comandos de control de los dispositivos y navegando a través de los diferentes menús. Dichas secuencias estaban formadas por al menos seis indicaciones (ej.: “acceder al menú de control del equipo de música”, “encender el equipo”, “activar la función CD”, “reproducir”, “pasar a la siguiente pista”, “pasar a la siguiente pista” y “subir el volumen”), tratando de simular secuencias de acceso a las funcionalidades típicas de cada aparato y con un nivel de complejidad homogéneo. En dichas sesiones se midió la precisión conseguida por los usuarios en el manejo de la aplicación. Los resultados obtenidos se muestran en el apartado 4 de la presente memoria. En la Figura 10 se presenta la fotografía de un usuario del CRE durante la realización de las pruebas con la aplicación BCI de control domótico. Por otro lado, la Figura 11 muestra el conjunto de dispositivos domóticos y electrónicos que es posible controlar mediante la nueva aplicación BCI de control del entorno.

En cuanto a la **Subtarea 4.2. (“Interpretación de los resultados y extracción de conclusiones”)**, los investigadores Roberto Hornero Sánchez (RHS), Daniel Álvarez González (DAG) y Rebeca Corralejo Palacios (RCP), se encargaron de analizar los datos obtenidos para cada usuario, así como de realizar una interpretación global de los resultados. La discusión y conclusiones más importantes de esta 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

**Tabla 1.** Datos de los usuarios participantes en el estudio (Octubre de 2012)

Usuario	Sexo	Fecha de nacimiento	Diagnóstico	Discapacidad motora	Discapacidad cognitiva	Capacidad de atención sostenida
1	H	26/10/1952	Malformación de Arnold-Chiari	N	N	MB
2	M	06/03/1969	Daño cerebral adquirido. Tetraparesia espástica	G	L	B
3	M	31/08/1976	PCE	G	L	R
4	M	23/09/1961	Síndrome extrapiramidal (Distonía y Parkinsonismo)	M	L	B
5	M	23/02/1962	Daño cerebral adquirido. Hemiparesia	M	M	B
6	H	16/10/1963	Lesionado medular	G	N	MB
7	H	06/10/1956	Neurofibromatosis	G	L	B
8	H	28/09/1945	PCE	G	L	B
9	H	29/05/1948	PCE	G	L	B
10	H	23/03/1972	Daño cerebral adquirido (Infarto cerebral)	M	M	R
11	M	25/06/1955	Esclerosis Múltiple	G	M	M
12	M	03/03/1977	PCE	L	L	MB
13	H	10/05/1966	PCE	G	L	B
14	M	06/03/1967	Daño cerebral adquirido	G	M	B
15	M	08/08/1970	PCE	G	M	R

Sexo: hombre (H), mujer (M)

Discapacidad motora/cognitiva: nula (N), leve (L), moderada (M), grave (G)

Capacidad de atención sostenida: muy buena (MB), buena (B), regular (R), mala (M), muy mala (MM)



**Figura 10.** Un usuario del CRE, participante en el estudio, trabajando con la nueva aplicación BCI de control domótico durante las pruebas de evaluación de la misma



**Figura 11.** Dispositivos domóticos y electrónicos que se pueden controlar mediante la aplicación BCI: televisión, reproductor de DVD, luces, equipo de música, disco duro multimedia, calefactor, ventilador y teléfono.

la aplicación BCI de control domótico desarrollada. Además, como fruto de esta línea de investigación centrada en el desarrollo de aplicaciones BCI se han obtenido las siguientes publicaciones:

#### **Artículos en revistas internacionales (1)**

1. R. Corralejo, R. Hornero, D. Álvarez, L. Martín, "Improving the accessibility at home: implementation of a domotic application using a P300-based brain computer interface system", *Journal of Accessibility and Design for All*, vol. 2, pp. 1-14, 2012.

#### **Comunicaciones en congresos internacionales (1)**

1. R. Corralejo, D. Álvarez, R. Hornero, "A P300-based BCI Aimed at Managing Electronic Devices for People with Severe Disabilities", International Conference on NeuroRehabilitation (ICNR 2012), Part I, Biosystems & Biorobotics, Converging Clinical and Engineering Research on Neurorehabilitation, ISBN: 978-3-642-34545-6, pp. 641-645, Toledo (España), 2012.

#### **Comunicaciones en congresos nacionales (2)**

1. R. Corralejo, D. Álvarez, R. Hornero, "Evaluación de un sistema BCI de control domótico basado en potenciales P300 aplicado a usuarios con grave discapacidad", 4º Simposio CEA de Bioingeniería 2012, BCI (Brain Computer Interface) y Tecnologías de la rehabilitación, Libro de Actas del Simposio CEA de Bioingeniería 2012, ISBN: 978-84-695-3541-7, pp. 11-18, Valladolid (España), 2012.
2. L. Martín, R. Corralejo, R. Hornero, "Aplicación de las Máquinas de Vector Soporte en Sistemas Brain Computer Interface basados en potenciales P300", XXX Congreso Anual de la Sociedad Española de Ingeniería Biomédica (CASEIB 2012), Libro de Actas del XXX Congreso Anual de la Sociedad Española de Ingeniería Biomédica, ISBN: 978-84-616-2147-7, San Sebastián (España), 2012.



## 4. RESULTADOS

Una vez descritas las tareas realizadas a lo largo del proyecto de investigación, en este apartado se recogen los resultados obtenidos por los usuarios a la hora de controlar la aplicación BCI domótica. En primer lugar, se describe la metodología y protocolo empleados durante la realización de las pruebas de la aplicación BCI por

parte de los usuarios del CRE. A continuación, se muestran los resultados alcanzados por cada usuario en términos de la precisión media para cada sesión, permitiendo así realizar una comparativa global del nivel de destreza de cada usuario y de la utilidad de la aplicación.

### 4.1. DESCRIPCIÓN DE LAS PRUEBAS

Para analizar la actividad cerebral de cada usuario se registraron 8 canales de EEG situados principalmente sobre la zona parietal y occipital del cráneo: Fz, Cz, P3, Pz, P4, PO7, PO8 y Oz. El electrodo de tierra se situó en FPz y la referencia en el lóbulo de la oreja derecha. Para todo ello se empleó el sistema g.GAMMAsys de g.tec (Austria) con electrodos activos. El registro de la señal de EEG se realizó a una frecuencia de muestreo de 256 Hz. Se aplicó un filtro paso banda entre 0.1 y 60 Hz y se eliminó la frecuencia de red mediante un filtro Notch a 50 Hz. Además, se realizó un filtrado espacial CAR (*Common Average Reference*). La Figura 12 muestra el montaje de electrodos empleado.

Como se ha indicado previamente durante esta memoria, el tipo de estímulo presentado a los usuarios consistió en la atenuación de las filas y columnas de una matriz de imágenes. Se prefirió esta opción frente a la iluminación/

intensificación, ya que atenuando la imagen es cómo más se apreciaba el contraste (más destacaban los estímulos). Además, resulta menos molesto para los usuarios y experimentalmente se ha comprobado que se obtienen mejores resultados. La duración del estímulo (atenuación) se fijó en 62.5 ms, con un tiempo entre estímulos (entre la iluminación de una fila o columna y la siguiente) de 125 ms. Durante este tiempo la matriz está intacta. Se estableció una pausa de 5 segundos entre dos objetivos/pasos consecutivos dentro de cada secuencia de comandos. La tasa de transferencia de información (*information transfer rate*, ITR) se calculó sin tener en cuenta este tiempo, ya que se fijó un intervalo bastante amplio para que el usuario dispusiera de tiempo para centrarse en el siguiente paso de la secuencia.

En cuanto al protocolo diseñado para el desarrollo de las pruebas, cada usuario realizó 3 sesiones durante un pe-

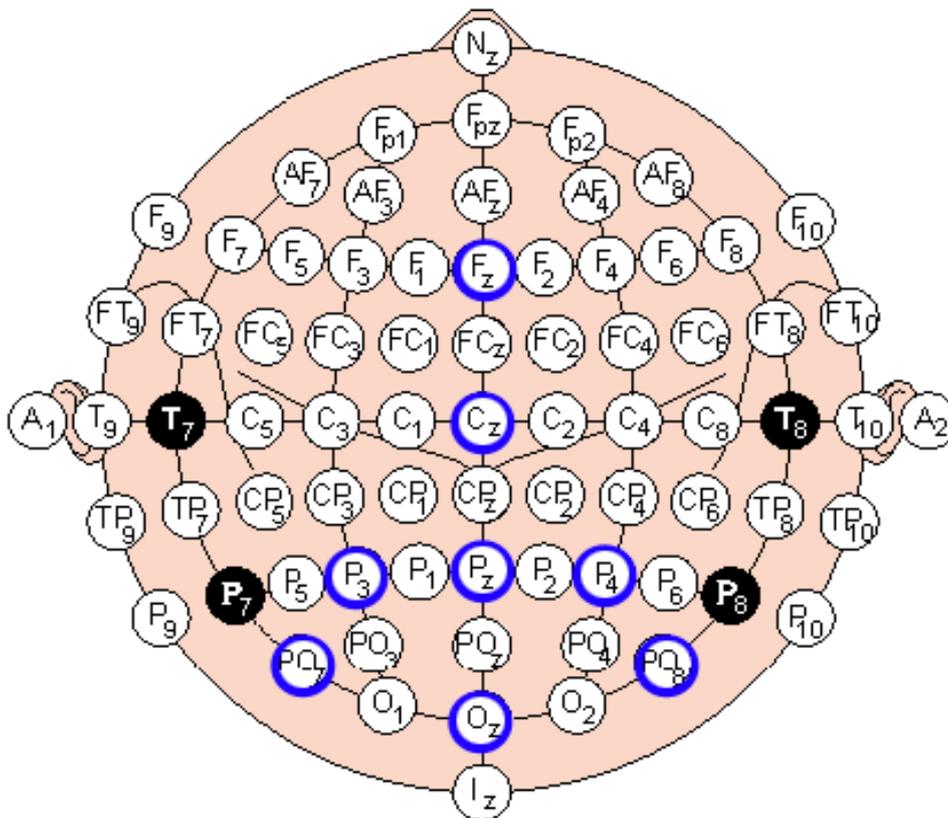


Figura 12. Montaje de electrodos empleado durante las pruebas.

río comprendido entre 2 y 3 semanas. Todas las sesiones comenzaron con una explicación de la tarea a realizar. A continuación, se describen las pruebas incluidas en cada sesión.

### Sesión 1

Se presenta una única matriz de 5 filas y 5 columnas de imágenes/botones. El usuario debe contar cuántas veces "parpadea" la fila o columna que contiene el botón que desea seleccionar. Durante esta sesión, el número de repeticiones (número de estímulos/atenuaciones de cada fila y columna) es fijo para todos los usuarios: 15 repeticiones. Se proponen 10 secuencias de control de complejidad homogénea (5 ó 6 pasos/botones cada una). A partir de estos registros se crea un clasificador individual óptimo para cada sujeto. Este clasificador permitirá a los usuarios controlar la aplicación domótica en las sesiones de evaluación posteriores. Para ello se realiza una etapa de selección y clasificación de características por pasos: análisis discriminante lineal paso a paso (*StepWise Linear Discriminant Analysis*, SWLDA).

### Sesión 2

Una vez realizada la sesión de toma de contacto/entrenamiento con la aplicación BCI, la cual ha permitido configurar un clasificador a medida para cada usuario, se presenta la aplicación BCI domótica completa. Inicialmente se muestra el menú principal, compuesto por 3 filas y 4 columnas que contienen las opciones de selección de nivel superior (tipo de dispositivo, pausa, reanudar y parar). Desde esta pantalla principal, los usuarios pueden controlar los distintos dispositivos navegando por los diferentes sub-menús, compuestos por matrices de tamaño variable, que dependerá de la complejidad (número de funciones) de cada dispositivo.

En esta sesión se proponen a los usuarios 7 secuencias compuestas por un mínimo de 6 pasos, es decir, configuradas para seleccionar un mínimo de 6 botones/celdas en cada una. De nuevo durante esta sesión, el número de repeticiones (número de estímulos/atenuaciones de cada fila y columna) es fijo para todos los usuarios: 15 repeticiones. A continuación se muestran algunos ejemplos de secuencias de control extraídos de esta sesión:

- Menú Pral -> Menú Luces -> On -> Verde -> Aumentar intensidad -> Volver Menú Pral -> Pausa.
- Menú Pral -> Menú TV -> Canal 8 -> Subir volumen -> Volver Menú Pral -> Menú DVD -> Grabar.

Es importante indicar que en aquellos usuarios que no obtuvieron niveles de precisión aceptables durante la primera sesión (creación del clasificador), la sesión 2 consistió en la repetición de las tareas de la sesión 1, con el objetivo de configurar un clasificador óptimo que pudiera ser utilizado en la sesión 3. Estos casos se indican como observaciones en la tabla de resultados.

### Sesión 3

En esta sesión, se utiliza de nuevo la aplicación BCI domótica completa. Partiendo del menú principal de 3 filas y 4 columnas (opciones de nivel superior), los usuarios navegan por los diferentes sub-menús (de matrices de tamaño variable) controlando los distintos dispositivos electrónicos y domóticos gestionados por la aplicación. A continuación, se muestran algunos ejemplos de secuencias de control extraídos de esta sesión:

- Menú Pral -> Menú Teléfono -> 9 -> 8 -> 3 -> 4 -> 2 -> 3 -> Descolgar.
- Menú Pral -> Menú Calor -> On -> Aumentar Potencia -> Programar temporizador 1h -> Girar -> Volver Menú Pral.

En esta sesión se varía el número de repeticiones del estímulo (atenuaciones de cada fila y columna) en función de la precisión obtenida por cada usuario. Se busca el mínimo número de repeticiones necesario para controlar con buena precisión la aplicación y conseguir la mayor ITR. De nuevo, es importante indicar que para aquellos usuarios que no obtuvieron niveles de precisión aceptables ni en la sesión 1 (configuración del clasificador) ni en la sesión 2 (segundo intento de creación del clasificador), la sesión 3 consistió en la repetición de las tareas/secuencias de la sesión 1. De forma similar, los usuarios con un clasificador óptimo convenientemente configurado durante la sesión 1 pero que, sin embargo, no obtuvieron niveles de precisión aceptables en la sesión 2, durante la sesión 3 repitieron las secuencias de la sesión 2.

## 4.2. EVALUACIÓN DE LA APLICACIÓN BCI DOMÓTICA

A continuación, se muestran los resultados obtenidos en la evaluación de la nueva aplicación BCI domótica por parte de los usuarios del CRE de Discapacidad y Dependencia de León. La Tabla 2 muestra la precisión media obtenida por cada usuario a lo largo de las sesiones de entrenamiento (sesión 1) y evaluación (sesiones 2 y 3). La precisión se midió como el número de aciertos dividido por el número total de pasos de todas las secuencias propuestas al usuario, considerando como acierto la selección del comando deseado (objetivo) tras finalizar los

estímulos. Además, también se proporciona la ITR máxima de cada usuario durante la sesión 3 medida en bits por minuto (bit/min). La ITR es una medida de la velocidad de funcionamiento de la aplicación relacionada con el tiempo necesario para ejecutar un único comando (variable para cada usuario). Por lo tanto, los usuarios que presenten mayor ITR habrán completado las secuencias de comandos de control de los dispositivos más rápido que los que presenten valores de ITR menores.

**Tabla 2.** Resultados en términos de precisión media e ITR máximo para cada usuario en cada una de las 3 sesiones de evaluación de la aplicación BCI domótica.

Usuario	Precisión media S1 (%)	Precisión media S2 (%)	Precisión media S3 (%)	ITRmáx S3 sin contar pausa (bit/min)	Observaciones
U01	100,00	96,55	95,65	7,21	
U02	100,00	100,00	91,04	14,41	
U03	100,00	97,06	74,51	3,60	
U04	100,00	95,00	96,00	14,41	
U05	35,71	55,56	46,15	2,88	S3 repS2
U06	68,86	46,51	64,71	2,88	S3 repS2
U07	78,57	46,67	77,78	2,88	S3 repS2
U08	91,67	100,00	92,86	7,21	
U09	96,67	100,00	90,48	7,21	
U10	82,35	75,76	84,38	3,60	
U11	0,00	80,00	63,33	2,88	S2 repS1, S3 tipo S2
U12	87,50	100,00	84,62	14,41	
U13	27,78	33,33	37,50	-	S2 repS1, S3 repS1
U14	95,83	100,00	78,46	7,21	
U15	67,86	60,00	65,00	2,88	S3 repS2

S2 repS1: la sesión 2 consistió en la repetición de las secuencias de entrenamiento de la sesión 1

S3 repS1: la sesión 3 consistió en la repetición de las secuencias de entrenamiento de la sesión 1

S3 repS2: la sesión 3 consistió en la repetición de las secuencias de evaluación de la sesión 2

S3 tipo S2: la sesión 3 consistió en la realización de las secuencias programadas para la sesión 2

Es posible observar que 4 usuarios (U01-U04) alcanzaron la precisión máxima (100%) durante la sesión 1 (entrenamiento/configuración del clasificador). Para el usuario U11 fue necesario repetir el entrenamiento durante la sesión 2, mientras que para el usuario U13 no fue posible crear un clasificador con unos mínimos criterios de calidad tras la finalización de las 3 sesiones. Respecto a las sesiones de evaluación de la aplicación, las precisiones alcanzadas variaron entre el 46.15% y el 100%. Es destacable que 5 usuarios (U02, U08, U09, U12 y U14) alcanzaron una precisión del 100% durante la primera sesión de test (sesión 2). 4 de estos 5 sujetos mantuvieron precisiones superiores al 90% en una sesión de test adicional (sesión 3). La precisión mínima en las sesiones de evaluación (46.15%)

fue obtenida por el usuario U05, que además fue el sujeto que obtuvo la precisión más baja durante la sesión de configuración del clasificador (sin tener en cuenta a los usuarios U11 y U13, para los que fue necesario repetir en entrenamiento). La Tabla 2 también muestra los valores de ITR máximos alcanzados durante la sesión de evaluación 3, en la que el número de repeticiones (atenuaciones fila/columna) era libre para cada sujeto. Los valores de ITR oscilaron entre 2.88 y 14.41 bits/min. 3 usuarios (U02, U04 y U12) alcanzaron la ITR máxima, mientras que 5 sujetos obtuvieron los valores de ITR más bajos, coincidiendo con aquellos casos en los que la respuesta P300 de los usuarios era menos evidente.

## 5. DISCUSIÓN

En este proyecto se ha abordado la **ampliación y perfeccionamiento** de una herramienta de control de dispositivos electrónicos y domóticos basada en BCI para usuarios con discapacidad. Como resultado, se ha diseñado e implementado una aplicación con una **interfaz gráfica más sencilla e intuitiva para los usuarios**, de acuerdo a sus indicaciones, y, a la vez, **más completa**, ya que **integra un mayor número de opciones y funcionalidades** que las propuestas en estudios anteriores. En el presente estudio se ha **analizado una población más amplia**, en la que estaban representadas diferentes causas y grados de discapacidad, tanto motora como cognitiva, y diferente capacidad de atención sostenida. Esto nos ha permitido obtener un mayor conocimiento de la utilidad que podrían proporcionar las herramientas basadas en BCI al desarrollo de nuevos sistemas de asistencia y ayuda a la dependencia. Los resultados obtenidos por los usuarios participantes en el estudio a la hora de controlar la aplicación BCI domótica fueron muy prometedores. Es importante tener en cuenta que en muchos casos los sujetos involucrados en el estudio presentaban problemas cognitivos asociados a su discapacidad física y que esos problemas influyen en su nivel de concentración y atención. A pesar de ello, **más de la mitad de los usuarios alcanzaron precisiones superiores al 90% en al menos una de las sesiones de evaluación de la aplicación.**

Respecto a la sesión 1, es posible observar que 7 de los 15 sujetos de estudio alcanzaron precisiones superiores al 90% en esta primera etapa de entrenamiento/configuración del clasificador (4 de ellos lograron un 100% de acierto). Entre los sujetos restantes, 2 alcanzaron precisiones elevadas, entre el 80-90%, mientras que otros 3 sujetos alcanzaron precisiones moderadas, entre el 60-80%. El clasificador configurado durante esta sesión fue el empleado en las pruebas de evaluación de la aplicación real para todos estos usuarios. Los 3 sujetos restantes alcanzaron precisiones inferiores al 40%. Para 2 de estos 3 usuarios (U11 y U13), la sesión de configuración del clasificador se repitió, al menos, en la sesión 2. Para el usuario U13 no fue posible configurar un clasificador con unos criterios de calidad mínimos en ninguna de las sesiones planeadas. Por otro lado, aunque el usuario U05 no alcanzó una precisión muy elevada durante la sesión 1, se consideró que el clasificador obtenido presentaba un comportamiento estable, por lo que no fue re-entrenado en sesiones posteriores.

En cuanto a las sesiones de evaluación reales de la aplicación (sesiones 2 y 3 que no consistieron en repeticiones de la sesión 1), 8 usuarios alcanzaron precisiones superiores al 90% en al menos una de las sesiones. El resto de usuarios alcanzaron un rendimiento similar al obtenido en la fase de entrenamiento. El usuario U05 incrementó su precisión en estas sesiones de test entre un 15-20% res-

pecto a la sesión 1. Los usuarios U05, U06, U07 y U15 mostraron un descenso de la precisión durante la primera sesión de evaluación (sesión 2) respecto de la precisión obtenida en la sesión de entrenamiento (sesión 1). Por este motivo, la sesión de evaluación 3 consistió en la repetición de las secuencias programadas en la sesión 2. En 3 de estos usuarios se observó un incremento de precisión en esta última sesión de evaluación, acorde con la alcanzada durante el entrenamiento, por lo que el descenso de rendimiento en la primera sesión de test no se atribuye a una mala configuración del clasificador, sino a factores externos, como cansancio o falta de concentración por factores ambientales (ruido principalmente). Analizando el grado de discapacidad motora de cada usuario, es importante indicar que, de los 10 usuarios con discapacidad motora grave (66.7% de la población de estudio total), 5 usuarios (50.0%) alcanzaron precisiones superiores al 90.0% en al menos una de las sesiones de evaluación de la aplicación. Este aspecto es muy destacable, ya que éstos son los principales usuarios a los que más podría beneficiar este tipo de aplicaciones. Además, estos 5 usuarios presentaban discapacidad cognitiva leve o moderada, lo que demuestra la facilidad de utilización de la herramienta y la adecuación de sus funcionalidades a las necesidades identificadas durante el proceso de diseño, así como el alto grado de adaptación que han alcanzado estos usuarios a la aplicación. En este sentido, también es necesario destacar que los usuarios con las peores condiciones de discapacidad (discapacidad motora grave y discapacidad cognitiva moderada) (U11, U14 y U15) lograron precisiones variando entre moderadas (60-65%) y excelentes (100%) durante las sesiones de evaluación de la aplicación. En cuanto al usuario U13, para el que no fue posible construir un clasificador adecuado tras finalizar todas las sesiones de pruebas (27.78% en sesión 1, 33.33% en sesión 2 y 37.50% en sesión 3), se descartan como motivos de la baja precisión tanto problemas de atención (buena) como el grado de discapacidad (similar a otros usuarios). Los resultados obtenidos sugieren que este usuario no se adaptó al uso de la aplicación de BCI, que la motivación no fue la suficiente o que, bajo estas condiciones, no presentaba respuesta evocada P300. En este sentido, la motivación del usuario es uno de los factores más importantes a la hora de trabajar con sistemas BCI.

En cuanto a la tasa ITR máxima alcanzada por los usuarios durante la sesión 3, en la que el número de repeticiones para seleccionar el objetivo propuesto era variable, todos los sujetos que alcanzaron elevadas precisiones en las sesiones de evaluación obtuvieron también valores de ITR elevados, entre 7.21 y 14.41 bits/min (las tasas máximas en este estudio). Sin embargo, es importante destacar que los usuarios U03 y U10, con ITR menores (3.60 bits/min), también fueron capaces de alcanzar precisio-

nes de control de la aplicación elevadas, superiores al 80% y al 90% en algunas sesiones. Estos resultados sugieren que la aplicación diseñada es capaz de adaptarse al ritmo de aprendizaje/utilización de cada usuario: los usuarios que requieren más tiempo también consiguen manejar la herramienta BCI con precisión. Precisamente, estos usuarios se caracterizaban por una capacidad de atención sostenida regular.

Aunque el colectivo de personas con gran discapacidad motora es uno de los que más se podría beneficiar del desarrollo de nuevas interfaces de control, son pocos los estudios en el contexto del desarrollo de aplicaciones controladas mediante BCI que son evaluados por personas que no presentan ningún tipo de discapacidad, ni motora ni cognitiva. En el estudio de Hoffman *et al.* [30], la población de estudio estaba formada por 5 sujetos con discapacidad por diferentes motivos: parálisis cerebral, esclerosis múltiple, esclerosis lateral amiotrófica (ELA), daño medular y encefalopatía. Al finalizar el estudio, 4 de los 5 usuarios (80%) lograron controlar de forma excelente la aplicación BCI, obteniendo una precisión del 100%. Es importante indicar que estos resultados fueron obtenidos empleando un paradigma completamente diferente al aplicado en el presente estudio y sobre una población más reducida (5 sujetos vs. 15 sujetos): los usuarios sólo tenían que decidir entre 6 opciones (imágenes) diferentes que se intensificaban aleatoriamente de una en una, frente a las 113 opciones presentadas en la presente aplicación repartidas entre 10 menús. En el estudio desarrollado por Nijboer *et al.* [21] se diseñó un sistema BCI basado en potenciales P300 bajo el paradigma de una matriz de 6 x 6 caracteres, que fue evaluado por 8 sujetos con ELA. Únicamente 4 usuarios llegaron a controlar de forma adecuada la aplicación, obteniendo precisiones medias que variaron entre el 58% y el 83%. Es importante destacar de dicho estudio que la etapa de evaluación tuvo una duración de 40 semanas. En este caso, la metodología empleada fue similar a la aplicada en el presente proyecto. Sin embargo, la población de estudio era menor (8 sujetos vs. 15 sujetos) y las precisiones medias alcanzadas fueron inferiores.

Los resultados obtenidos sugieren que es posible satisfacer las principales necesidades de confort, entretenimiento y comunicación de las personas con grave discapacidad física mediante herramientas basadas en BCI. Sin embargo, este estudio presenta ciertas limitaciones. La población de usuarios participantes en el proyecto podría ser todavía mucho mayor, permitiendo obtener conclusiones más generales. Aunque en este proyecto se han observado las ventajas que suponen el empleo de electrodos activos y el diseño de interfaces de usuario sencillas e intuitivas, serían necesarios estudios adicionales para investigar otros problemas de adaptación de los usuarios a las aplicaciones BCI que todavía no han sido solucionados. En cuanto a la metodología de registro del EEG, el empleo de electrodos activos ha mejorado notoriamente la experiencia/sensaciones del usuario al utilizar la herramienta BCI. Sin embargo, todavía es necesario mejorar mucho más ciertas características de los equipos de adquisición, como el tamaño, portabilidad, cableado y, sobre todo, la necesidad de emplear geles para reducir la impedancia durante el registro de la señal, ya que estos aspectos influyen mucho en el estado de ánimo y la motivación de los usuarios. En cuanto a la metodología de procesado de la señal, en estudios futuros sería conveniente incorporar nuevas técnicas de análisis de la señal EEG. De esta forma, se podría mejorar la detección de los potenciales evocados en aquellos usuarios que presentan mayor dificultad para controlar la aplicación. Finalmente, la aplicación podría ampliarse para permitir el control de cualquier dispositivo presente en el hogar. Sería posible incorporar nuevos interfaces de control a la aplicación, como *Bluetooth* o *Wi-Fi*. 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 y familiares.

## 6. CONCLUSIONES

El presente proyecto tenía como objetivo principal **ampliar y perfeccionar una aplicación BCI basada en potenciales P300** diseñada para controlar mediante patrones extraídos del EEG un conjunto de dispositivos electrónicos y domóticos presentes habitualmente en el hogar. Para ello, se empleó el sistema de propósito general BCI2000 y el lenguaje de programación C++ en el entorno de programación *Borland C++ Builder 6*. La interacción entre los dispositivos y la aplicación BCI instalada en un ordenador portátil se realiza a través de un emisor de infrarrojos de pequeño tamaño conectado a través de un puerto USB. Los aspectos diferenciales más relevantes de la herramienta diseñada son los siguientes:

- Empleo de **electrodos activos**, que permiten un **montaje más rápido y cómodo para el usuario**, simplificando la etapa de preparación del equipo y facilitando la posterior utilización de la herramienta.
- Diseño de una **interfaz de usuario más intuitiva**, simulando la disposición de las opciones de control de cada dispositivo **como si de un mando a distancia real se tratase**.
- Integración de un **número elevado de funcionalidades de control** de diferentes dispositivos. La aplicación proporciona **113 opciones/funcionalidades** de actuación sobre 8 dispositivos (televisor, reproductor de DVD, luces, equipo de música, disco duro multimedia, calefactor, ventilador y teléfono), repartidas entre un menú principal y 9 sub-menús de control.
- Empleo de **estímulos basados en la atenuación** de las filas y columnas de la matriz de opciones, frente a la iluminación/intensificación empleada en trabajos anteriores. Esta metodología permite un **mayor contraste** de los estímulos presentados al usuario, **resultando menos molesto y alcanzando precisiones más elevadas**.
- Evaluación empleando una **amplia población de estudio** (15 sujetos), mayor que en estudios previos similares. Los usuarios participantes en el proyecto presentaban **diferentes causas y grados de discapacidad**, tanto **motora como cognitiva**, lo que ha permitido evaluar extensivamente la aplicación y extraer conclusiones de forma apropiada.

Se han obtenido precisiones elevadas sin necesidad de numerosas sesiones intensivas de entrenamiento: tras una única sesión de entrenamiento/configuración del clasificador y 2 sesiones de evaluación, hasta 8 sujetos (>50%) alcanzaron precisiones superiores al 90% en al menos una de las sesiones de test. Estos resultados concuerdan con una de las características más relevantes de los sistemas BCI basados en P300: el usuario tiene acceso a más dispositivos y a más funcionalidades y, a la vez, el aprendizaje y manejo de la aplicación es más rápido. Además de estas ventajas inherentes a la utilización de potenciales P300, el empleo de electrodos activos, de montaje mucho más rápido y mucho más cómodos para los usuarios, y el diseño de una interfaz de usuario intuitiva y funcional, han facilitado a los usuarios la utilización de la aplicación BCI, permitiendo alcanzar precisiones elevadas. Los resultados sugieren que la presencia de discapacidad motora no es una limitación a la hora de manejar satisfactoriamente la aplicación: de los 10 usuarios con discapacidad motora grave (66.7% de la población de estudio total), 5 usuarios (50%) alcanzaron precisiones superiores al 90.0% en al menos una de las sesiones de evaluación de la aplicación. De forma similar, se ha podido observar que el daño cerebral (discapacidad cognitiva) tampoco suponía un impedimento a la hora de controlar el sistema con precisión.

Por lo tanto, los resultados obtenidos en este proyecto nos permiten concluir que el empleo de sistemas BCI es apropiado para el desarrollo de nuevas interfaces de control orientadas a gestionar diferentes necesidades básicas (confort, comunicación y ocio) de los usuarios con discapacidad, no siendo el grado de discapacidad física o motora un impedimento determinante para su manejo de forma satisfactoria, incrementando así su independencia y autonomía personal.

## 7. REFERENCIAS

1. Instituto Nacional de Estadística, Encuesta sobre discapacidades, Deficiencias y Estado de salud, 1999. Disponible: <http://www.ine.es>. Última visita: 24 de Septiembre de 2010.
2. 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.
3. J. J. Vidal, "Real-time detection of brain events in EEG," *Proc. IEEE*, vol. 65, pp. 633–664, Mayo 1977.
4. 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.
5. 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.
6. 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.
7. 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.
8. J.R. Millán, F. Renkens, J. Mouriño, W. Gerstner, "Brain-Actuated Interaction," *Art. Intel.*, vol. 159, pp. 241–259, Enero 2004.
9. S. Lemm, C. Schafer, y G. Curio, "BCI competition 2003-data set III: Probabilistic Modeling of Sensorimotor  $\mu$ -Rhythms for Classification of Imaginary Hand Movements," *IEEE Trans. on Biomed. Eng.*, vol. 51, no. 6, pp. 1077–1080, Junio 2004.
10. 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 Syst. Rehabil. Eng.*, vol. 14, no. 2, pp. 225–229, Junio 2006.
11. D. J. Krusienski, E. W. Sellers, F. Cabestaing, S. Bayoudh, 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, 2006.
12. N. Draper y H. Smith, *Applied Regression Analysis*, New York: Wiley, 1981, pp. 307–312.
13. R. A. Fisher, "The use of multiple measurements in taxonomic problems," *Annals of Eugenics*, vol. 7, pp. 179–188, 1936.
14. 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," *Biomedical Engineering*, vol. 2, no. 4, pp. 26–33, 2008.
15. C. Escolano, A. R. Murguialday, T. Matuz, N. Birbaumer, y J. Minguez, "A telepresence robotc 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. 4476–4480, Buenos Aires, Argentina, 2010.
16. 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.
17. I. Iturrate, J. M. Antelis, A. Kübler, y J. Minguez. "A Noninvasive Brain-Actuated Wheelchair Based on a P300 Neurophysiological Protocol and Automated Navigation," *IEEE Transactions on Robotics*, vol. 25, pp. 614–627, 2009.
18. 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.
19. 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.
20. G. Schalk y J. Mellinger, *A Practical Guide to Brain-Computer Interfacing with BCI2000*, Springer-Verlag London, 2010.
21. 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," *Clinical Neurophysiology*, vol. 119, pp. 1909–1916, 2008.

22. A. Rakotomamonjy y V. Guigue, "BCI Competition III: Dataset II-Ensemble of SVMs for BCI P300 Speller," *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 55, no. 3, 2008.
23. U. Hoffmann, G. García, J. M. Vesin, K. Diserens, y T. Ebrahimi, "A Boosting Approach to P300 Detection with Application to Brain-Computer Interfaces," *Proceedings of the 2nd International IEEE EMBS Conference on Neural Engineering*, pp. 97–100, Virginia, EE.UU., 2005.
24. A. Bate, M. Lindquist, I. R. Edwards, S. Olsson, R. Orré, A. Lansner, y R. M. De Freitas, "A Bayesian neural network method for adverse drug reaction signal generation," *European Journal of Clinical Pharmacology*, vol. 54, pp. 315–321, 1998.
25. G. Schalk y J. Mellinger. BCI2000 Bulletin Board: Channels for P300 Experiments. Disponible en: <http://www.bci2000.org/phpbb/viewtopic.php?f=2&t=918&p=3263>, 2011.
26. H. H. Jasper. "The Ten Twenty Electrode System of the International Federation," *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, vol. 10, pp. 371–375, 1958.
27. 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, 1997.
28. 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 Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, vol. 18, no. 6, pp. 599–609, 2010.
29. C. Escolano, J. Antelis, y J. Mínguez. "Human Brain-Teleoperated Robot between Remote Places," *Proceedings of the IEEE International Conference on Robotics and Automation*, pp. 4430–4437, 2009.
30. 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, 2008.