

---

**Sistema de comunicación  
de necesidades básicas  
basado en señales EEG para  
personas con daño cerebral  
y/o medular severo**

---

**José María Azorín Poveda**  
Eduardo Fernández Jover | Eduardo Iáñez  
Martínez | Andrés Úbeda Castellanos

**Ayudas a la investigación 2012**

**FUNDACIÓN MAPFRE**

## **Equipo de trabajo:**

### **Investigador Principal:**

**José María Azorín Poveda**

*Director y Profesor Titular del Departamento de Ingeniería de sistemas y Automática, Universidad Miguel Hernández de Elche*

### **Equipo investigador**

**Eduardo Fernández Jover**

*Dr. en Medicina, Catedrático del Instituto de Bioingeniería, Universidad Miguel Hernández de Elche*

**Eduardo Iáñez Martínez**

*Dr. Ingeniero de Telecomunicaciones, Profesor asociado e investigador del Departamento de Ingeniería de Sistemas y Automática, Universidad Miguel Hernández de Elche*

**Andrés Úbeda Castellanos**

*Ingeniero Industrial, Investigador del Departamento de Ingeniería de Sistemas y Automática, Universidad Miguel Hernández de Elche*

# Índice

	Página
Resumen .....	4
1. Introducción.....	4
2. Materiales y Metodología .....	5
a. Esquema general de la arquitectura .....	5
b. Estímulos visuales.....	6
c. Posicionamiento de los electrodos.....	6
d. Registro y procesamiento .....	6
e. Temporización de los estímulos .....	6
f. Clasificación.....	6
g. Interfaces gráficas.....	7
h. Protocolo de pruebas experimentales.....	7
3. Resultados .....	8
a. Usuarios sanos .....	8
b. Usuario con daño cerebral severo.....	9
c. Usuario con daño medular severo.....	10
4. Discusión .....	11
5. Conclusiones.....	12
6. Bibliografía .....	13
7. Posibilidades de continuación del proyecto .....	14

## RESUMEN

En la actualidad existen numerosas personas con daño cerebral y/o medular severo que no pueden comunicarse de la forma habitual. Ello dificulta que las personas de su entorno puedan conocer su estado emocional o ayudarles a satisfacer sus necesidades básicas.

El objetivo principal de este proyecto ha sido el diseño de una interfaz que permita aumentar la calidad de la comunicación de estas personas con sus familiares. Para ello se ha desarrollado una interfaz cerebro-computador (en inglés, Brain-Computer Interface: BCI) basada en señales electroencefalográficas (EEG), que permite la comunicación de la persona a partir de su actividad cerebral registrada mediante electrodos superficiales colocados sobre el cuero cabelludo. El tipo de señales EEG utilizadas han sido los denominados potenciales evocados, que reflejan la respuesta automática del cerebro ante estímulos visuales.

Para desarrollar el sistema de comunicación se ha diseñado una interfaz gráfica que contiene una matriz de imágenes asociadas a las necesidades básicas. De esta forma, el usuario debe centrar su atención en la imagen asociada a la necesidad que quiera comunicar, mientras las filas y columnas de la interfaz parpadean de forma aleatoria. Simultáneamente, se registran las señales EEG del usuario y, tras un procesamiento y clasificación adecuados, puede determinarse aquella imagen que representa la necesidad básica deseada.

Tres usuarios sanos han realizado pruebas para validar el sistema, obteniendo resultados superiores al 90% de aciertos. Por otro lado, con un usuario con daño cerebral no se obtuvieron resultados significativos debido a las causas que se comentan en este informe. Finalmente, un usuario con daño medular severo realizó pruebas experimentales obteniendo un porcentaje de acierto del 64% al utilizar la interfaz.

Se concluye que la interfaz desarrollada puede ser utilizada por usuarios con daño medular severo para expresar sus necesidades básicas mientras que para usuarios con daño cerebral severo, se requiere de nuevos métodos de entrenamiento.

## 1. INTRODUCCIÓN

En la actualidad existen numerosas personas con daño cerebral y/o medular severo. En España, según el Informe Olivenza 2010 [1], 179.900 personas (un 0.43% de la población) están afectadas de daño cerebral, y 108.400 personas (un 0.26% de la población) tienen lesión medular. En total, un 0.69% de la población española está afectada por una de estas discapacidades. Estas

personas no pueden comunicarse de la forma habitual al no ser capaces de expresarse ni verbal ni gestualmente. Ello dificulta que las personas de su entorno puedan conocer su estado emocional o ayudarles a satisfacer sus necesidades básicas, conociendo por ejemplo, si tienen hambre, frío o sueño.

Una posible solución para aumentar la calidad de la comunicación de estas personas con sus familiares son las interfaces cerebro-computador (en inglés, Brain-Computer Interface: BCI) [2-4]. Estas interfaces permiten que las personas puedan interactuar o comunicarse con las personas de su entorno a través de sus señales cerebrales, es decir, sin realizar ningún movimiento motor [5]. Entre estas interfaces se encuentran las no invasivas basadas en señales electroencefalográficas (EEG), que registran la actividad cerebral a través de electrodos situados sobre el cuero cabelludo y que son preferibles respecto a las técnicas invasivas por evidentes cuestiones éticas y riesgos médicos.

Las interfaces cerebrales basadas en señales EEG pueden ser espontáneas o evocadas. En los BCI espontáneos los usuarios llevan a cabo una tarea mental (habitualmente relacionada con la imaginación motora) por propia voluntad y en el momento en que deseen [6]. La actividad cerebral se registra de forma continua y se obtiene la tarea mental realizada por el usuario en cada momento. Actualmente, este tipo de sistemas no son capaces de diferenciar entre más de 3 tareas mentales con buenos resultados, lo que supone una limitación si se quieren generar múltiples comandos. Aun así han sido utilizadas en diversas aplicaciones [7-11].

Por otro lado, las interfaces evocadas reflejan la respuesta automática del cerebro a un estímulo externo, generalmente en forma de estímulo visual [12]. El usuario únicamente debe fijar su atención en una de las opciones presentadas en la pantalla, de forma que tras generarse unos determinados estímulos visuales, la opción es reconocida a partir de la respuesta cerebral de la persona. Un potencial evocado ampliamente explorado en el campo del BCI es el P300 [13]. P300 es un potencial evocado caracterizado por una deflexión positiva de la señal EEG producida aproximadamente 300 milisegundos después de recibir un estímulo visual. Este potencial ha sido usado en diversas aplicaciones, como el control de una silla de ruedas [14] o para navegar por Internet [15-17]. Otro potencial evocado es el N2PC, que produce una deflexión negativa en las señales EEG aproximadamente 200 milisegundos después del estímulo visual [18-19].

El objetivo principal de este proyecto ha sido desarrollar una interfaz cerebral no invasiva basada en señales EEG evocadas, que permita a una persona con daño cerebral y/o medular severo expresar sus necesidades básicas. Para ello se ha diseñado una interfaz gráfica que presenta al usuario ciertos símbolos que representen necesidades básicas (hambre, sed, dolor, etc.), estados

emocionales (felicidad, tristeza, enfado, etc.) y frases elementales (sí, no, me gusta, gracias, etc.). De esta forma, el usuario debe fijarse únicamente en el símbolo que represente aquello que quiera expresar y el sistema es capaz de detectarlo, mostrando, la opción seleccionada por el usuario en pantalla y reproduciéndola por medios sonoros mediante un altavoz, posibilitando que las personas de su entorno conozcan sus necesidades.

## 2. MATERIALES Y METODOLOGÍA

En primer lugar se han definido las necesidades básicas, estados emocionales y frases de comunicación elementales que pueden ser de utilidad para personas con daño cerebral y/o medular severo, como por ejemplo:

- Necesidades básicas: Tengo hambre, tengo sed, me duele, tengo sueño, quiero ir al servicio, quiero jugar.
- Estados emocionales: Estoy feliz, estoy triste, estoy enfadado, estoy cansado,
- Frases elementales: Sí, no, gracias, me gusta, no me gusta, ayuda, ahora, luego.

A cada uno de estos conceptos se le ha asociado una imagen que lo representa. De esta forma, el usuario deberá centrar su atención únicamente en la imagen que represente aquello que quiera expresar y el sistema será capaz de detectarlo e indicarlo tanto de forma visual por la pantalla como por medios sonoros mediante un altavoz. Esta lista de conceptos es genérica y, por tanto, cada paciente, en función de sus necesidades y

patologías, requerirá de una configuración más específica y personalizada.

Para adaptarnos mejor a las necesidades de los usuarios, se contactó con la familia de un paciente concreto que realizó las pruebas experimentales. De esta forma se ha confeccionado una lista de necesidades básicas, estados emocionales y frases elementales acorde con el paciente (figura 1). Los familiares nos proporcionaron directamente una serie de pictogramas que el paciente ya conoce al utilizarlos tanto en su vivienda como en su centro escolar. De esta forma, al tomar como punto de partida dichas imágenes, se facilitó el aprendizaje del uso de la interfaz por parte del paciente.

### a. Esquema general de la arquitectura

En la figura 2 puede verse la arquitectura general del sistema desarrollado. Al usuario se le presentan ciertos estímulos visuales que consisten en iluminar de forma aleatoria las filas y columnas de la matriz de imágenes de la interfaz gráfica. Simultáneamente y de forma sincronizada se registran las señales EEG del usuario para obtener cuándo está o no atendiendo a uno de dichos estímulos.

Para el desarrollo de dicha arquitectura se ha utilizado la plataforma de código abierto BCI2000 [20]. Este es un sistema de propósito general para interfaces cerebro-computador que permite diseñar de forma integrada todos los pasos necesarios para procesar y clasificar las señales EEG. Para el análisis de las señales registradas también se utiliza como apoyo el programa Matlab.

A continuación se describen los pasos necesarios para determinar la imagen sobre la que el usuario está

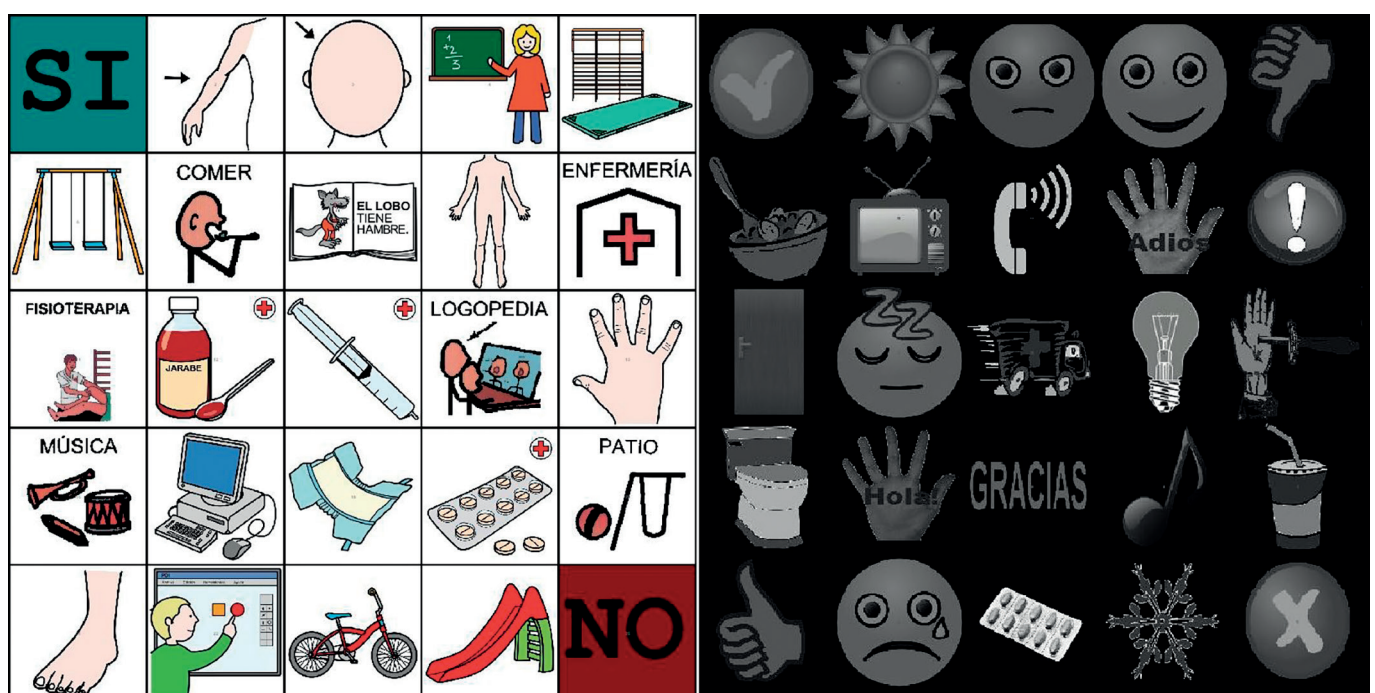


Figura 1. Lista de imágenes que representan necesidades básicas, estados emocionales y frases elementales.

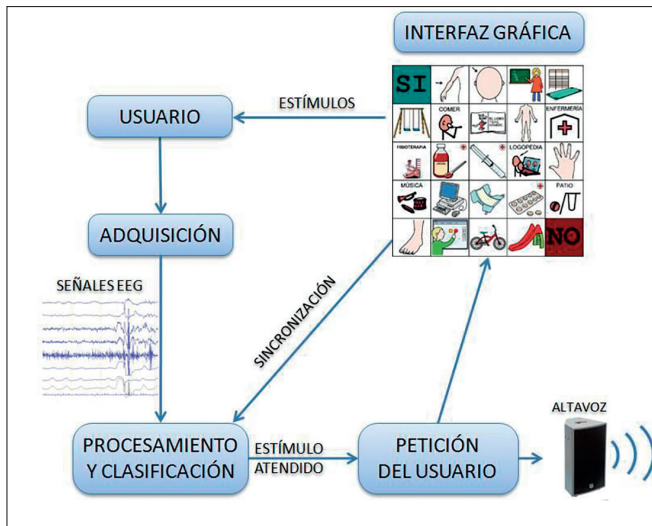


Figura 2. Arquitectura general del sistema.

centrando su atención. En primer lugar se describirán los estímulos visuales evocados y la posición de los electrodos para detectarlos. En segundo lugar se describirá el registro y procesamiento de las señales EEG, así como la temporización aplicada a los estímulos mostrados al usuario. Finalmente se describirá el clasificador empleado y se describirá el protocolo de las pruebas experimentales realizadas.

**b. Estímulos visuales**

Cada vez que la persona recibe un estímulo visual (en este caso, el parpadeo de las filas y columnas de la interfaz gráfica de forma aleatoria) se produce en el cerebro una respuesta automática. Esto se ve reflejado por dos tipos de potenciales evocados, el P300 y el N2PC [13,19]. El potencial P300 consiste en una deflexión positiva del voltaje de la señal en la zona central del cerebro en torno a 300 milisegundos tras recibir el estímulo. Y el potencial N2PC consiste en una deflexión negativa en la zona occipital en torno a 200 milisegundos tras recibir el estímulo visual. Por ello, se van a utilizar ambos potenciales con el fin de determinar a qué imagen el usuario está prestando atención.

**c. Posicionamiento de los electrodos**

Para registrar los dos tipos de potenciales evocados (P300 y N2PC), se han situado 16 electrodos sobre el cuero cabelludo en las siguientes posiciones según el Sistema Internacional 10/10 [21] (ver figura 3): Fz, C3, Cz, C4, Cp3, Cp4, P5, P3, Pz, P4, P6, Po7, Po3, Po4, Po8, Oz. La tierra se ha situado en la posición AFz y la referencia en el lóbulo de la oreja derecha.

**d. Registro y procesamiento**

Las señales EEG se han registrado mediante el equipo g.USBamp de g.tec a una frecuencia de muestreo de 256 Hz y a continuación se ha aplicado un filtro paso

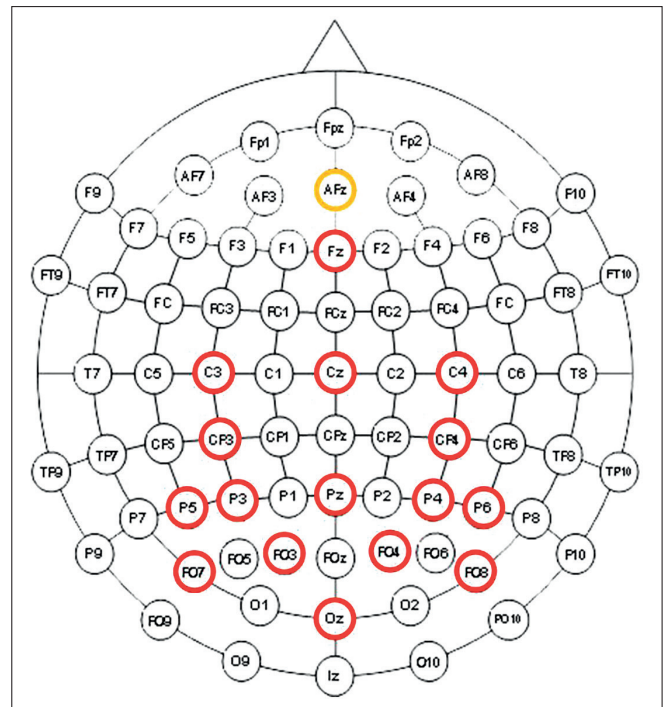


Figura 3. Situación de los electrodos para detectar los potenciales evocados P300 y N2PC.

banda entre 0.1 y 30 Hz. Después se ha aplicado un filtro temporal para considerar únicamente la ventana de tiempo comprendida entre los 0 y los 600 milisegundos desde que cada estímulo se presenta. Dentro de esta banda de tiempo se encuentran los dos potenciales evocados que están siendo estudiados (N2PC a los 200ms y P300 a los 300 ms).

**e. Temporización de los estímulos**

Como se ha comentado anteriormente, las filas y columnas de la interfaz gráfica se iluminan de forma aleatoria. Cada uno de los estímulos (es decir, cada vez que se ilumina una fila o columna) se ilumina durante 31.25 ms. Puesto que el usuario únicamente centra su atención en una de las imágenes (1 fila y 1 columna), sólo 2 de todos los estímulos presentados en una secuencia generan los potenciales evocados y los restantes corresponderán a estímulos no atendidos. Por tanto es necesario repetir esta secuencia (que ilumina todas las filas y columnas) un determinado número de veces para obtener suficiente información. Este número de repeticiones depende de la configuración de la interfaz gráfica (número de filas y columnas) y la duración deseada para la prueba experimental. Finalmente, se realizan promedios entre las señales correspondientes a los estímulos atendidos y no atendidos, y el clasificador explicado a continuación es capaz de determinar la fila y la columna en la que el usuario ha centrado su atención.

**f. Clasificación**

El clasificador utilizado para distinguir entre las señales EEG correspondientes a estímulos atendidos frente a no

atendidos es el SWLDA (Stepwise Linear Discriminant Analysis). Éste determina una matriz de coeficientes y de pesos asociados a cada electrodo para determinar qué fila y qué columna presentan un estímulo atendido. Por tanto es necesario realizar un entrenamiento previo para facilitar una cantidad suficiente de datos al clasificador para que pueda realizar dicho aprendizaje. Una vez obtenidos resultados aceptables, el clasificador analiza en tiempo real las señales registradas indicando la imagen en la que el usuario está centrado su atención.

**g. Interfaces gráficas**

Las interfaces gráficas se han diseñado utilizando la plataforma BCI2000, la misma que, como se ha comentado, se está utilizando para el registro, procesamiento y clasificación de las señales EEG. La plantilla base de las interfaces gráficas consta de 25 posiciones distribuidas en 5 filas por 5 columnas. En cada una de estas posiciones se han situado las imágenes en las que el usuario debe centrar su atención y cada una de ellas tiene asociado un sonido. Se han diseñado diferentes configuraciones donde se utilizan desde unas pocas imágenes hasta las 25 imágenes posibles. De esta forma cada usuario puede utilizar la configuración más adecuada tanto para el entrenamiento como para las pruebas experimentales. Como se ha comentado, algunas de las imágenes

utilizadas han sido proporcionadas por los familiares de uno de los usuarios para facilitar el entrenamiento al conocer el paciente éstas por anticipado y estar acostumbrado a ellas. En la figura 4 pueden verse algunas de estas interfaces.

**h. Protocolo de pruebas experimentales**

Se ha diseñado un protocolo genérico para la realización de las pruebas experimentales y para la utilización del sistema que se ha desarrollado y que consta de los siguientes pasos:

- Preparación del equipo.
  - En este punto al paciente debe colocársele el gorro donde se sitúan los 16 electrodos necesarios para registrar las señales EEG. En cada electrodo se aplica gel conductor para mejorar la conductividad y facilitar la recepción de las señales. Finalmente se comprueban las impedancias en cada electrodo para comprobar que éstos han sido colocados correctamente o, en caso contrario, efectuar los ajustes necesarios.
  - El tiempo en realizar este proceso es de alrededor de 15 minutos en pacientes sanos, mientras que en pacientes con diferentes patologías éste puede

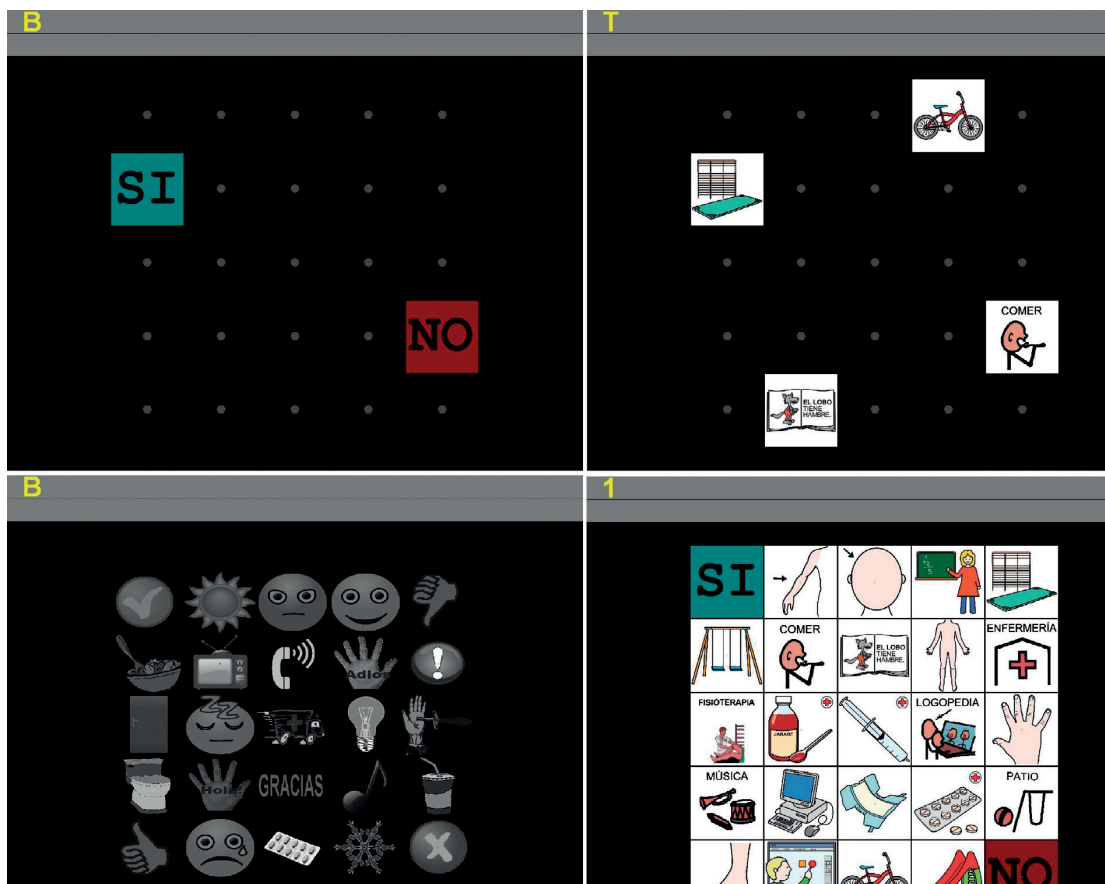


Figura 4. Ejemplos de diferentes interfaces gráficas que utilizan 2, 4 o 25 imágenes para representar conceptos.

extenderse hasta los 30 minutos. Este tiempo debe tenerse en cuenta para la duración completa de la prueba, es decir, evitar que sea demasiado larga y así se evite el cansancio del usuario.

- Entrenamiento.
  - En esta fase el paciente utiliza las diferentes interfaces gráficas diseñadas para realizar varias sesiones de entrenamiento. Durante éste, se le indicará al paciente en qué imagen debe centrar su atención (modo copia). La aplicación diseñada comienza entonces a mostrar los estímulos necesarios (haciendo parpadear filas y columnas de forma aleatoria), de manera que puedan obtenerse las señales EEG del usuario cuando atiende al estímulo indicado frente al resto de estímulos a los que no atiende.
  - El número de pruebas a realizar en el entrenamiento vendrá determinado por los resultados que consiga el usuario. Una vez se hayan obtenido resultados aceptables se pasará a la siguiente etapa (modo libre).
  - El tiempo de cada sesión de entrenamiento se ha diseñado para que el paciente no se fatigue, es decir, se ha fijado que la duración de la preparación del equipo y de las pruebas realizadas en cada sesión no excedan los 90 minutos. Siendo menor el tiempo en caso de que el paciente lo requiera.
- Pruebas finales.
  - En esta última etapa, una vez el paciente haya conseguido resultados aceptables en el entrenamiento, ya no se le indica en qué imagen concreta deba fijarse. En este caso el paciente centra su atención en aquella imagen que represente aquello que quiera expresar o en respuesta a una pregunta realizada (modo libre). El sistema detectará aquella imagen en la que el usuario centre su atención indicándolo de forma visual en pantalla y de forma acústica a través de los altavoces.

### 3. RESULTADOS

Tres tipos de usuarios han realizado pruebas experimentales con el sistema desarrollado:

- Usuarios sanos, lo que ha permitido validar el funcionamiento de la interfaz y obtener resultados que nos permiten compararlos con los obtenidos con los usuarios con discapacidad.
- Un usuario con daño cerebral severo. El paciente es un niño de 12 años con una Parálisis Cerebral Infantil (PCI) de nacimiento con complicaciones derivadas de ella, lo cual le otorga una discapacidad del 99%.

- Un usuario con daño medular severo. El paciente es un hombre de 65 años con tetraplejia, lo que le otorga una discapacidad del 95%.

Todos los usuarios (o sus tutores legales), leyeron y firmaron el consentimiento informado acerca de la realización de las pruebas experimentales.

A continuación se muestran los resultados obtenidos para cada uno de los tipos de usuarios. Todas las pruebas siguieron el protocolo experimental explicado anteriormente.

#### a. Usuarios sanos

Tres usuarios sanos han realizado pruebas experimentales con una interfaz gráfica completa que consta de 25 imágenes representativas de necesidades básicas de un paciente. Se utilizaron las mismas imágenes que los pacientes con daño medular y/o cerebral severo utilizarían en sus pruebas experimentales. Algunas de estas imágenes fueron suministradas por los familiares de uno de los pacientes que realizó las pruebas experimentales.

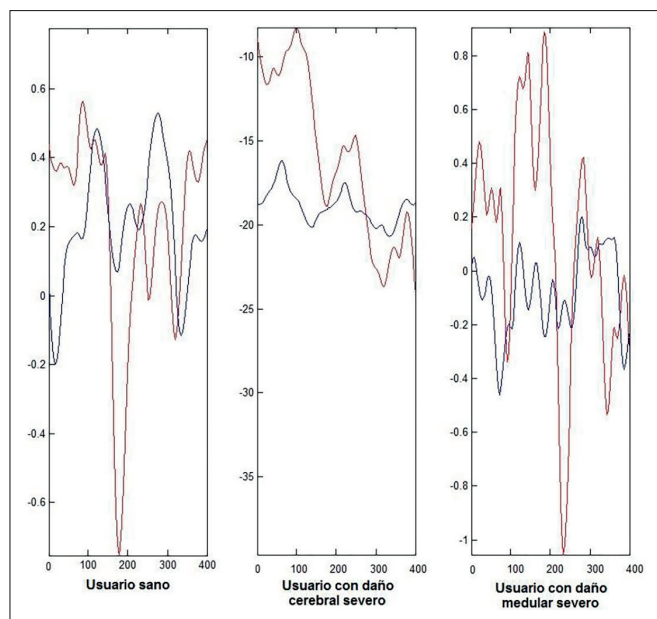
El usuario ha de fijarse cada vez en una única imagen. Puesto que en la interfaz visual diseñada hay 5 filas y 5 columnas, y cada una de ellas debe iluminarse (de forma aleatoria), tenemos un total de 10 estímulos visuales. Pero, en realidad, puesto que el usuario sólo tiene centrada su atención en una imagen (una fila y una columna), sólo 2 de estos estímulos generan los potenciales evocados y los 8 restantes corresponden a estímulos no atendidos. Por tanto, es necesario repetir esta secuencia un determinado número de veces para obtener suficiente información. Este tiempo ha sido fijado en 10 repeticiones, aunque en los resultados se mostrará el efecto de utilizar menos repeticiones.

Para realizar el entrenamiento, se indica a los usuarios que centren su atención en una secuencia concreta de imágenes con el fin de registrar sus señales cerebrales cuando se producen los estímulos y obtener un conjunto de señales que corresponden a estímulos atendidos y otro grupo a estímulos no atendidos. Los usuarios centrarán su atención en una secuencia que corresponde con las 25 imágenes posibles realizando 5 sesiones que constan de 5 imágenes cada vez. Con la información registrada se realizará el ajuste del clasificador.

En la figura 5 se muestra una comparativa de las señales registradas para crear el modelo donde puede verse la diferencia entre los estímulos atendidos frente a los no atendidos. Pueden observarse las diferencias entre los diferentes tipos de usuarios que han realizado las pruebas experimentales.

Los resultados obtenidos para los usuarios sanos pueden verse en la Tabla 1. Los resultados indicados representan el porcentaje de acierto en función del número de repeticiones con que se presentan los estímulos, es decir, 1 repetición consiste en iluminar de forma aleatoria





**Figura 5.** Comparación de estímulos atendidos (rojo) frente a estímulos no atendidos (azul) para los tres tipos de usuarios que han realizado las pruebas experimentales. Usuarios sanos (izquierda), usuario con daño cerebral severo (centro) y usuario con daño medular severo (derecha).

las 5 filas y las 5 columnas. Puede observarse que a partir de 5 repeticiones el clasificador es capaz de detectar con un alto porcentaje de acierto las imágenes a las que los usuarios han prestado atención.

Finalmente, los usuarios realizaron pruebas experimentales utilizando el modelo de clasificador creado con todos los datos registrados. En estas pruebas se pide a los usuarios que miren de nuevo una determinada secuencia (en este caso conocida para poder medir el porcentaje de acierto) que consta de 15 imágenes repartidas en 3 sesiones con 5 imágenes cada una.

Los resultados pueden verse en la Tabla 2. Puede verse como se obtiene un elevado porcentaje de acierto. Indicar que la magnitud del fallo de los usuarios 2 y 3 no es demasiado grande, ya que se ha detectado la imagen adyacente.

### b. Usuario con daño cerebral severo

Un usuario con daño cerebral severo realizó 4 sesiones de pruebas experimentales.

- Para comenzar la primera prueba experimental se decidió simplificar el entrenamiento mostrando únicamente 5 imágenes de forma simultánea en la plantilla de 25 posiciones (5 filas x 5 columnas). Se advirtieron diversos problemas durante la prueba. En primer lugar, al tratarse de un niño con daño cerebral severo, las instrucciones de la prueba no podían ser explicadas directamente, como se hace en el caso de un usuario sano. Esto implica que el paciente va aprendiendo paulatinamente como debe realizar la prueba. Por

**Tabla 1.** Porcentaje de acierto para usuarios sanos utilizando la interfaz en función del número de repeticiones.

Número de repeticiones	Usuario 1	Usuario 2	Usuario 3
1	50	35	38
2	75	51	62
3	88	76	77
4	88	81	87
5	100	91	87
6	100	96	87
7	100	96	88
8	100	96	92
9	100	96	96
10	100	100	96

**Tabla 2.** Aciertos frente al total para usuarios sanos utilizando la interfaz para el usuario 2.

Usuario	1	2	3
Aciertos/Total	15/15	13/15	13/15

tanto, al comenzar la prueba, el paciente se fijaba primero en todas las imágenes para luego fijarse en la imagen indicada. Además, únicamente se fijaba durante un instante para buscar a continuación la aprobación de sus padres por haber hecho correctamente la tarea. Esto era debido a que el paciente trabaja con sus padres y en el colegio para indicar cosas, es decir, se le muestran dos tarjetas con imágenes y éste mira aquella que desee para indicarlo y posteriormente mira a sus padres o profesores. Finalmente, en algunas de las pruebas seguía los destellos distrayéndose y no centrando su atención en únicamente la imagen indicada. Por todo esto se plantearon diferentes opciones para las siguientes pruebas experimentales.

- Primero se pidió a los padres que grabaran personalmente los sonidos asociados a cada imagen. De esta forma se podría usar una realimentación sonora también durante el entrenamiento para reforzar cuando el paciente lo hacía correctamente.

- Además, se decidió simplificar aún más las interfaces gráficas.

- En la segunda prueba se partió de interfaces gráficas que únicamente mostraban 2 imágenes dentro de la plantilla de 25. Por supuesto, este número de imágenes podría incrementarse posteriormente cuando se obtuvieran resultados aceptables en el entrenamiento. Se utilizaron los sonidos grabados en la sesión anterior reproduciéndolos cada vez que acababa una sesión si el paciente lo había hecho correctamente. Además, se redujo el número de repeticiones de cada imagen a 5 para reducir el tiempo de prueba, y por tanto, el

tiempo que el paciente debía estar atento a la imagen indicada.

- A pesar de todos los cambios, aun no se consiguió información válida suficiente durante el entrenamiento para poder crear un modelo del clasificador y continuar con el siguiente paso.
- Al reducir el número de repeticiones de cada imagen era necesario realizar un mayor número de repeticiones para conseguir registrar suficiente información válida, pero se comprobó que el paciente se cansaba con mayor facilidad y por tanto no centraba su atención en la imagen indicada correctamente.
- En una tercera prueba volvieron a utilizarse 2 imágenes diferentes cada vez, pero seleccionando esta vez sólo aquellas imágenes más significativas de entre todas las proporcionadas por sus padres y que éstos mismos indicaron. Además, se incrementó el número de repeticiones para realizar sesiones de 30 segundos de duración. El objetivo era conseguir el mayor tiempo posible en el que el paciente estuviera fijándose en la imagen indicada sin realizar un gran número de sesiones y evitar así su cansancio. Se utilizaron de nuevo los sonidos asociados a cada imagen de forma que cada vez que el paciente se fijaba en la imagen indicada durante un breve periodo de tiempo, se reproducía el sonido asociado por los altavoces con el objetivo de incrementar su atención. El problema en este caso radicó en que no toda la información registrada era válida y se hacía muy complicado seleccionarla posteriormente de forma manual.
- Finalmente, en una cuarta prueba se probó a utilizar una única imagen en la pantalla situada en diversas posiciones dentro de la cuadrícula de 25 para evitar así distracciones con el resto de imágenes. Aun así, tampoco en esta prueba se consiguió suficiente información válida para crear un modelo aceptable.
- Tras 4 sesiones ya no fue posible realizar más pruebas experimentales con el paciente debido a problemas médicos ajenos a este proyecto.

A pesar de no haber conseguido resultados aceptables durante estas pruebas experimentales se comprobó una evolución sustancial en el entrenamiento del paciente. Tras cada prueba experimental su nivel de atención sobre la imagen indicada aumentaba y se comprobaba que entendía cada vez mejor que debía hacer durante la prueba. En la figura 6 puede verse al usuario realizando el entrenamiento.

### c. Usuario con daño medular severo

Un usuario con daño medular severo realizó dos pruebas experimentales. En este caso el paciente comprendía perfectamente las instrucciones de la prueba y desde un primer momento se fijó correctamente en las imágenes indicadas.

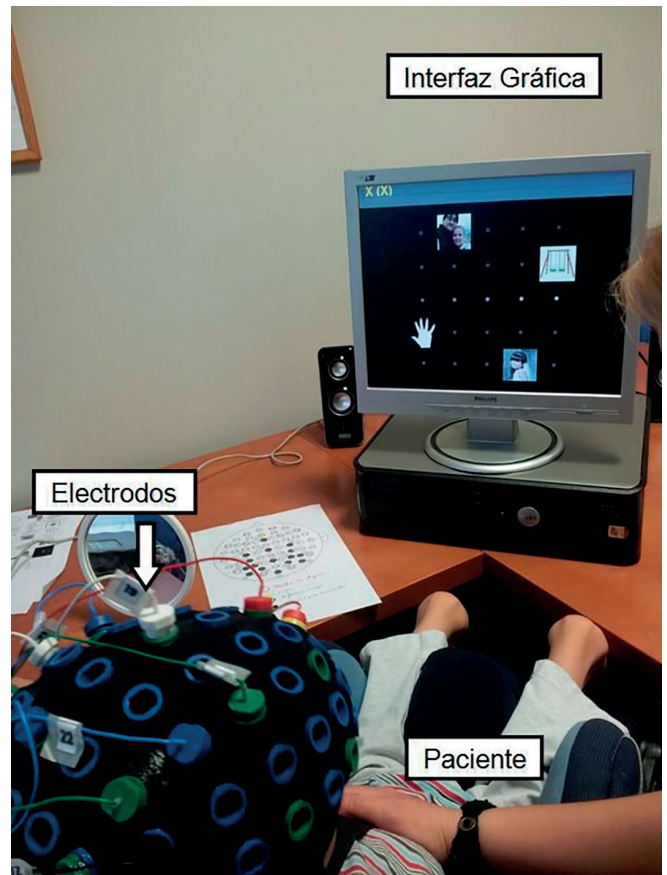


Figura 6. Usuario con daño cerebral severo realizando las pruebas experimentales en la fase de entrenamiento.

- Para la primera prueba se utilizó una interfaz gráfica con 25 imágenes. A pesar de haber comprendido las instrucciones y centrar su atención en las imágenes indicadas, no se consiguieron resultados aceptables durante el entrenamiento.
  - Aun así, el usuario realizó sugerencias muy importantes que fueron tenidas en cuenta para una segunda sesión. En primer lugar indicó que sería más conveniente reducir el número de imágenes para el entrenamiento y poder centrarse mejor en la imagen indicada. Además nos hizo notar que el brillo producido por los destellos de la interfaz gráfica podía llegar a ser molesto con el tiempo. Mostrándole algunas de las imágenes utilizadas por el paciente con daño cerebral severo, nos señaló que en estas el brillo molestaba menos debido a su claridad.
- En la segunda prueba realizada se utilizaron, a raíz de las sugerencias del propio paciente, 9 imágenes sobre la plantilla de 25, seleccionadas de entre las que se habían utilizado en la sesiones con el usuario de daño cerebral severo. Además se redujo el brillo de la pantalla para que los destellos fueran menos molestos.
  - En esta prueba se consiguieron resultados aceptables durante el entrenamiento y por tanto pudieron realizarse un mayor número de pruebas experimentales.

Para el entrenamiento se pidió al usuario que centrarse su atención en cada una de las 9 imágenes de la interfaz realizando 3 sesiones con 3 imágenes cada una. En la Tabla 3 se muestran los resultados obtenidos. Puede verse como para obtener resultados aceptables es necesario realizar un número de repeticiones igual a

10. Mientras que para usuarios sanos con este número de repeticiones se conseguían resultados del 100% de acierto. Podrían realizarse más repeticiones para alcanzar mejores resultados, pero en este caso, el tiempo de prueba se aumentaría y se quiere evitar el cansancio del usuario.

**Tabla 3.** Porcentaje de acierto del usuario con daño medular severo utilizando la interfaz en función del número de repeticiones.

Numero de repeticiones	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
Porcentaje de acierto	0	0	31	31	46	46	54	77	85	77

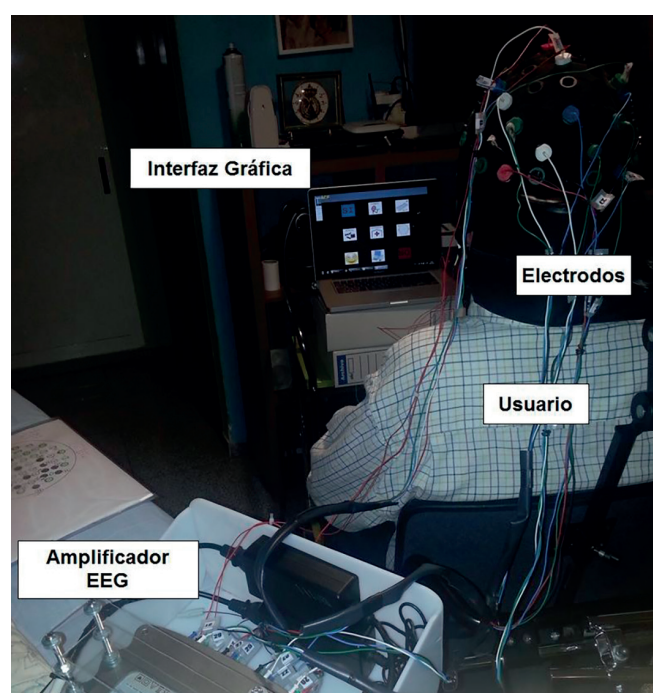
Tras el entrenamiento, el usuario realizó diversas sesiones donde centró su atención en 11 imágenes, realizando un descanso cada 1 o 2 imágenes. De las 11 imágenes el sistema detectó correctamente 7, y así lo mostró en pantalla y lo reprodujo de forma sonora mediante los altavoces. El porcentaje de acierto obtenido es del 64%. Aun así, en las imágenes no clasificadas correctamente, el sistema detectaba la fila o columna adyacente al igual que con los usuarios sanos.

El usuario se mostró satisfecho al oír por los altavoces los sonidos asociados a las imágenes en las que centraba su atención. Si esto no sucedía, al indicársele que la imagen detectada era la adyacente a aquella en la que centraba su atención, esto le motivaba a continuar e intentarlo de nuevo.

Tras el entrenamiento y las 11 repeticiones el usuario indicó que se encontraba cansado pero que, a pesar de ello, deseaba seguir intentándolo con algunas imágenes más. Aun así, al encontrarse cansado y no centrar su atención correctamente, el sistema comenzó a no detectar ninguna de las imágenes correctamente, y por tanto, se decidió detener la prueba. Hay que tener en cuenta que una vez realizado el entrenamiento no será necesario repetirlo de nuevo. Además, en un uso normal de la interfaz, el usuario indicaría alguna necesidad cada cierto tiempo. Esta forma de uso evitaría un cansancio excesivo por usar la interfaz de un modo continuado. En la figura 7 puede verse al usuario con daño medular severo utilizando la interfaz.

## 4. DISCUSIÓN

Como se puede observar en los resultados obtenidos, los usuarios sanos son capaces de finalizar las pruebas experimentales sin ningún inconveniente y obteniendo resultados medios de éxito de utilización del sistema superiores al 90%. Además, una vez finalizada la



**Figura 7.** Usuario con daño medular severo controlando la interfaz durante una prueba experimental.

preparación del equipo, los usuarios sanos únicamente precisaban de un breve entrenamiento, inferior a los 15 minutos, para comenzar a utilizar la interfaz. Los usuarios sanos eran capaces de entender rápidamente y sin ninguna complejidad la dinámica de las pruebas. Por tanto, para el entrenamiento se les pudo indicar varias imágenes en las que debían centrar su atención de forma secuencial. Por ello también la reducción del tiempo de entrenamiento.

Por el contrario, se ha podido comprobar la dificultad inherente al realizar las pruebas experimentales con el usuario con discapacidad cerebral severa, donde, su capacidad de centrar su atención ha hecho patente las dificultades encontradas durante el entrenamiento. Al no comprender de una forma clara y directa las

instrucciones de utilización de la interfaz, y aunque estas fueran muy simples, es decir, centrar su atención en una imagen concreta, el usuario no fue capaz de finalizar el entrenamiento con resultados aceptables. A pesar de todos los problemas encontrados durante el entrenamiento se notó una mejoría clara en cuanto a su concentración y atención durante las diferentes sesiones. Según se hacían más pruebas experimentales, el usuario era capaz de entender mejor la dinámica del entrenamiento y centraba su atención durante más tiempo en la imagen indicada. La colaboración de sus padres fue de gran ayuda para facilitar el entrenamiento, donde se probaron diferentes formas de facilitar su realización en la mayor medida posible para, de este modo, conseguir información válida suficiente para ajustar el clasificador.

Finalmente, el paciente con daño medular severo no tuvo problema en comprender las instrucciones para realizar el entrenamiento y pudo completar, en un segundo día, las pruebas experimentales. En este caso alcanzando resultados de éxito al utilizar la interfaz del 64%. Aunque en una primera prueba experimental no se obtuvo información suficiente para utilizar la interfaz, sí se conoció la opinión del usuario, la cual fue muy provechosa. Utilizando dicha información se realizaron cambios en la interfaz desarrollada de forma que una segunda prueba permitió obtener los resultados arriba indicados.

## 5. CONCLUSIONES

Se ha diseñado una arquitectura BCI basada en señales EEG para permitir a usuarios con daño cerebral y/o medular severo expresar sus necesidades básicas sin la necesidad de realizar ningún tipo de movimiento motor. Para ello, los usuarios únicamente deben centrar su atención en una imagen entre varias mostradas en la pantalla que representa la necesidad que desea expresar y ésta será mostrada en pantalla y reproducida de forma auditiva mediante los altavoces.

Se ha concluido que la interfaz desarrollada puede ser utilizada por usuarios con daño medular severo para expresar sus necesidades básicas obteniendo resultados aceptables, mientras que, para usuarios con daño cerebral severo, se requiere investigar nuevos métodos de entrenamiento.

Puesto que cada paciente necesita un conjunto de imágenes distintas atendiendo a sus necesidades particulares, la interfaz gráfica se ha realizado personalizable de forma que puedan modificarse dichas imágenes y los sonidos asociados a ellas.

## 6. BIBLIOGRAFÍA

1. Informe Olivenza 2010. Las personas con discapacidad en España. Olivenza, Badajoz: Observatorio Estatal de la Discapacidad. Disponible en URL: <http://www.observatoriodeladiscapacidad.es/informacion/documento/20110107/informe-olivenza-2010>
2. Nicoletis MAL. Actions from Thoughts. *Nature* 2001; 409:403-7.
3. Dornhege G, Millán JdR, Hinterberger T, McFarland D, Müller K. *Towards Brain-Computer Interfacing*. Cambridge, Massachusetts 2006.
4. Úbeda A, Iáñez E, Azorín JM, Perez-Vidal C. Endogenous Brain-Machine Interface Based on the Correlation of EEG Maps. *Computer Methods and Programs in Biomedicine*, Special Issue in Computer Assisted Tools for Medical Robotics 2013; 112(2):302-8.
5. Millán JdR, Ferrez PW, Galán F, Lew E, Chavarriaga R. Non-invasive Brain-machine Interaction. *International Journal of Pattern Recognition and Artificial Intelligence* 2008; 22: 959-72.
6. Úbeda A, Iáñez E, Azorín JM. Shared control architecture based on RFID to control a robot arm using a spontaneous brain-machine interface. *Robotics and Autonomous Systems* 2013; 61(8):768-74.
7. Birch GE, Bozorgzadeh Z, Mason SG. Initial on-line evaluation of the LF-ASD brain-computer interface with able-bodied and spinal-cord subjects using imagined voluntary motor potentials. *IEEE Trans. Neural Systems Rehabilitation Engineering* 2002; 10:219-24.
8. Millán JdR, Mouriño J, Franzé M, Cincotti F, Varsta M, Heikkonen J, Babiloni F. A local neural classifier for the recognition of EEG patterns associated to mental tasks. *IEEE Trans. Neural Networks* 2002; 13:678-86.
9. Müller KR, Blankertz B. Toward noninvasive Brain Computer Interfaces. *IEEE Signal Process Mag* 2006; 23(5):125-128.
10. Iáñez E, Azorín JM, Úbeda A, Ferrández JM, Fernández E. Mental tasks-based brain-robot interface. *Robotics and Autonomous Systems* 2010; 58:1238-45.
11. Úbeda A, Iáñez E, Azorín JM, Sabater JM, Fernández E. Classification Method for BCIs Based on the Correlation of EEG Maps. *Neurocomputing* 2013; 114:98-106.
12. Farwell LA, Donchin E. Talking off the top of your head; Toward a mental Prosthesis utilizing event-related brain potentials. *Electroenceph. Clin. Neurophysiol* 1998; 70:510-23.
13. Allison BZ, Pineda JA. ERPs Evoked by Different Matrix Sizes: Implications for a Brain Computer Interface (BCI) System. *IEEE Trans. Neural Sys. Rehab. Eng* 2003; 11:110-3.
14. Iturrate I, Antelis J, Kubler A, Minguez J. A NonInvasive Brain-Actuated Wheelchair Based on a P300 Neurophysiological Protocol and Automated Navigation. *IEEE Transactions on Robotics* 2009; 25: 614-27.
15. Bensch M, Karim AA, Mellinger J, Hinterberger T, Tangermann M, Rosenstiel W, Birbaumer N. Nessi: An EEG-Controlled web Browser for Severely Paralyzed Patients. *Computational Intelligence and Neuroscience*, 2007; ID 71863, 5 pages.
16. Mügler E, Bensch M, Halder S, Rosenstiel W, Bogdan M, Birbaumer N, Kubler A. Control of an Internet Browser Using the P300 Event Related Potential. *International Journal of Bioelectromagnetism* 2008; 10(1):56-63.
17. Sirvent JL, Iáñez E, Úbeda A, Azorín JM. Visual Evoked Potential-based Brain-machine Interface Applications to Assist Disabled People. *Expert Systems with Applications* 2012; 39(9):7908-18.
18. Eimer M. The N2pc component as an indicator of attentional selectivity. *Electroencephalography and clinical Neurophysiology* 1996; 99:225-34.
19. Kiss M, Van Velzen J, Eimer M. The N2pc component and its links to attention shift and spatially selective visual processing. *Psychophysiology* 2008; 45(2):240-9.
20. Schalk G, McFarland DJ, Hinterberger T, Birbaumer N, Wolpaw JR. BCI2000: A general-purpose brain-computer interface (BCI) system. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* 2004; 51(6):1034-40.
21. American Electroencephalographic Society. American Electroencephalography Society Guidelines for Standard Electrode Position Nomenclature. *Journal of Clinical Neurophysiology* 1991; 8(2):200-2.

## 7. POSIBILIDADES DE CONTINUACIÓN DEL PROYECTO

El proyecto realizado es considerado, desde el punto de vista de sus investigadores, de gran importancia por varias razones. En primer lugar, porque ha permitido desarrollar un sistema de comunicación basado en señales EEG que mejora la comunicación de personas con daño cerebral o medular severo, puesto que les permite comunicarse de forma autónoma. Por otra parte, porque ha permitido validar el sistema en personas reales con daño cerebral y medular severo, incorporando a la investigación, desde sus etapas iniciales, las necesidades específicas de cada paciente. Por último, porque ha permitido plantear nuevas vías de investigación, tal como se comenta a continuación.

El proyecto realizado plantea diversas vías de continuación aprovechando la experiencia obtenida durante su realización así como los comentarios realizados por los usuarios. Se prevé investigar nuevos métodos de entrenamiento para el caso de usuarios con daño cerebral severo y poder así permitir que puedan utilizar el sistema desarrollado con una aproximación más simple, al menos, en las primeras etapas del entrenamiento. Además, se prevé realizar pruebas experimentales con más usuarios con daño medular severo para obtener un mayor número de resultados. Como consecuencia de esto, se plantea en un futuro enviar los resultados obtenidos a una revista científica con alto índice de impacto, como por ejemplo "Expert Systems with Applications" o "IEEE Transactions on Human-Machine Systems, solicitando previamente autorización a la Fundación Mapfre y haciendo constar en la publicación que dicha investigación ha sido posible gracias a su financiación.