

Interfaz Cerebral no Invasiva basada en Potenciales Evocados para el Control de un Brazo Robot

José L. Sirvent, José M. Azorín, Eduardo Iáñez, Andrés Úbeda y Eduardo Fernández

Grupo de Neuroingeniería Biomédica

Universidad Miguel Hernández de Elche, Avda. de la Universidad s/n, 03202, Elche (Alicante), España
(e-mail: {jsirvent; jm.azorin; eianez; aubeda; e.fernandez}@umh.es).

Resumen: El presente artículo describe una interfaz cerebro-computador (BCI: Brain-Computer Interface) que permite gobernar un brazo robótico. El sistema emplea señales electroencefalográficas (EEG) captadas por 16 electrodos para controlar el robot mediante potenciales evocados visuales, concretamente a través del paradigma P300 y N2PC. De esta manera, usando estímulos visuales, el usuario es capaz de controlar el movimiento del robot, centrando su atención en las diferentes opciones que se le muestran en una pantalla. El sistema ha sido validado de forma satisfactoria por tres usuarios sanos, cada uno de los cuales realizó diversas tareas de agarre y colocación de objetos controlando un brazo robot de 6 grados de libertad. Copyright © 2011 CEA.

Palabras Clave: Interfaz cerebro-computador, interfaz hombre-robot, brazo robot, control, potenciales evocados.

1. INTRODUCCIÓN

Un sistema BCI (Brain Computer Interface) está basado en el uso de la actividad cerebral de una persona para generar acciones de control sobre un dispositivo (Wolpaw *et al.*, 2002). Para ello, la actividad cerebral de la persona es registrada y procesada apropiadamente con el fin de diferenciar entre diferentes patrones de señal, asociados a cambios en la actividad cerebral tanto de forma voluntaria como de forma inducida. Dichas interfaces ya han sido utilizadas en diferentes aplicaciones tratando de cubrir el mayor rango de necesidades posibles. Esta tecnología está orientada principalmente a personas dependientes con dificultades de movimiento o parálisis, ya que la generación de acciones de control sin la necesidad de realizar ningún tipo de movimiento por parte de la persona hace que las interfaces BCI sean de gran utilidad para mejorar su calidad de vida.

La actividad cerebral puede ser registrada de diferentes formas, mediante técnicas invasivas y no invasivas. Las técnicas invasivas pueden ser utilizadas en el desarrollo de sistemas BCI, donde la actividad de una neurona o pequeños grupos de estas pueden ser registrados usando microelectrodos intracraneales implantados directamente en el cerebro. Estas técnicas han sido utilizadas para determinar la intención de movimiento en animales para el control de un brazo robótico o para controlar un cursor en la pantalla (Carmena *et al.*, 2003). En el ámbito humano, esos sistemas han sido aplicados para movimientos de cursor y aplicaciones de escritura (Velliste *et al.*, 2008; Kennedy *et al.*, 2000).

Por otro lado, las técnicas no invasivas, se basan en el registro de señales electroencefalográficas (EEG) mediante electrodos situados sobre el cuero cabelludo de los pacientes (Wang *et al.*, 2008). Estas últimas son preferibles debido a los posibles riesgos médicos de la cirugía o aspectos éticos que las interfaces invasivas plantean, no produciendo ningún tipo de daño en el tejido cerebral.

Entre las técnicas no invasivas, podemos distinguir dos paradigmas de control principales, control evocado o espontáneo. En el paradigma de actividad mental espontánea, los patrones frecuenciales capturados en el cortex motor cambian cuando se realiza una tarea mental relacionada con actividad motora o cognitiva (Millán *et al.*, 2002; Müller y Blankertz 2006). Esta acción es ejecutada de forma voluntaria y asíncrona. Dicho paradigma puede ser usado para movimientos unidimensionales de un cursor (Wolpaw *et al.*, 2008) y ha sido empleado en aplicaciones de escritura (Obermaier *et al.*, 2003), así como para control de brazos robóticos a partir de la clasificación de varios estados mentales (Danoczy *et al.*, 2008; Iáñez *et al.*, 2010), aunque por lo general sus índices de acierto son bajos. Los paradigmas relacionados con eventos, o evocados, están basados en la obtención de un patrón de señal característico generado de forma automática en respuesta a un estímulo externo (Farwell y Donchin, 1998). Entre ellos distinguiremos el paradigma P300, consistente en la obtención de una deflexión positiva en el EEG con una latencia aproximada de 300 milisegundos, tras la producción de un estímulo visual. Se puede distinguir también el N2pc, cuya característica principal es una deflexión negativa con una latencia típica de 200 ms.

El paradigma de control usando potenciales evocados fue propuesto por primera vez por Farwell y Donchin (1998), donde se desarrolló un deletreador que empleaba una matriz de 6x6 caracteres, en el cual filas y columnas se iluminaban de forma aleatoria, produciendo estímulos visuales. Hasta ahora este paradigma ha demostrado ser uno de los más seguros y fiables por su alto índice de acierto y buena clasificación. Además, ha sido aplicado a sistemas de navegación en sillas de ruedas (Iturrate, *et al.*, 2009), navegadores de Internet como Nessi (Mügler *et al.*, 2008; Bensch *et al.*, 2009), interfaces de control de computadores (Sirvent *et al.*, 2010) y otros sistemas para el control de brazos robóticos como el desarrollado por Palankar

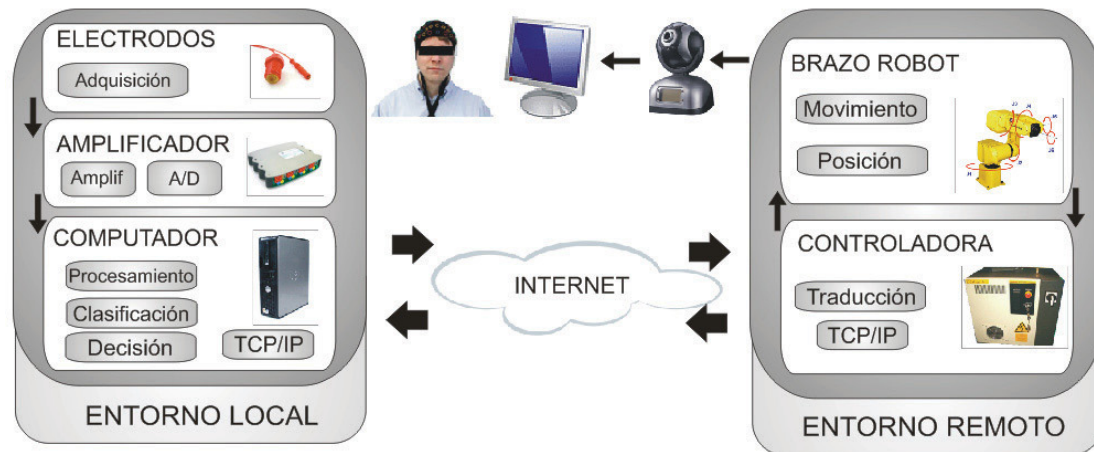


Figura 1. Arquitectura del sistema.

(2008), donde el brazo se controla con movimientos y giros siempre de valor constante.

En este artículo se describe una interfaz cerebro-computador que permite controlar un brazo robótico. El sistema sustituye la consola física de control por interfaces virtuales mostradas en la pantalla del computador y que son controladas por la actividad cerebral. Esta interfaz permite al usuario coger y mover objetos en cualquier posición alcanzable por el robot, ayudando al usuario a manipular objetos e interactuar físicamente con el entorno. El control se realiza empleando potenciales evocados visuales. Entre otras interfaces BCI, para controlar brazos robóticos, la principal ventaja de ésta es su precisión de control y la simplicidad con la que se pueden realizar movimientos complejos.

El artículo se organiza de la siguiente manera: el hardware y software de la interfaz cerebral no invasiva se muestra en la sección 2. En la sección 3 se describe el paradigma de control empleado y el procedimiento seguido para la realización de la interfaz BCI. La sección 4 expone el sistema de control del brazo robótico. Las pruebas y resultados, obtenidos por los usuarios al controlar el brazo robot mediante la interfaz, son analizados en la sección 5. Finalmente, en la sección 6 se extraen las conclusiones principales.

2. ARQUITECTURA DEL SISTEMA

La arquitectura del sistema consta de dos entornos que pueden verse claramente diferenciados en la Figura 1, entorno local y entorno remoto. En el entorno local se encontrarán los sistemas de adquisición y procesamiento, así como el voluntario y las interfaces cerebrales. Por otro lado, en el entorno remoto se localizará el brazo robótico, su controladora y una cámara IP que transmitirá video en directo enfocando al robot y dotando al voluntario de realimentación visual. La cámara puede ser ajustada de forma remota en cuanto a posición y enfoque gracias al uso de servomotores internos.

El hardware principal empleado en la interfaz Cerebro-Computador está basado en dispositivos comerciales de la marca gTec®, consistentes en: amplificador gUSBamp, el cual cuenta con 16 canales de entrada donde serán conectados los electrodos g.EEGelectrode y un computador encargado del procesamiento (Intel Core 2 Duo 1.87GHz, 2 GB DDR RAM, Windows XP y 2 pantallas, una para usuario y otra para el controlador). Para la

colocación de los sensores en el cuero cabelludo del paciente, se requerirá de un gorro especial EEG que cuenta con 64 posiciones y la ayuda de geles conductivos y abrasivos para mejorar el contacto electrodo/piel. El ordenador de procesamiento y el amplificador están conectados por USB. Además, se utilizará un brazo robótico de 6 grados de libertad LR Mate200iB como herramienta a controlar mediante la interfaz cerebral. En la Figura 1 muestra el equipamiento empleado.

3. INTERFAZ CEREBRO-COMPUTADOR

3.1 Paradigma N2pc y P300

La detección de la onda N2pc y P300 será la empleada en este trabajo para realizar una interacción entre las señales cerebrales del voluntario y el sistema físico. Se tratan de potenciales relacionados con eventos que pueden ser registrados empleando electroencefalografía (EEG) como unas deflexiones negativa (N2pc) y positiva (P300) de voltaje y con una latencia de unos 200 y 300 ms respectivamente en el patrón de señal EEG tras haberse producido un estímulo visual. La presencia, magnitud, topografía y duración de estas señales se utilizan habitualmente para la medición de funciones cognitivas y aplicaciones BCI como es nuestro caso.

La onda P300 está compuesta por dos ondas secundarias (P3a y P3b), que responden individualmente a diferentes estímulos. La onda P3a se origina en los mecanismos de la atención frontal dirigidos por estímulo mediante el procesamiento de tareas, mientras que la P3b se origina en la actividad parietal-temporal asociada a la atención. Se denomina potencial evocado “diana” a la onda P3b, mientras que la P3a se denomina potencial “no diana” (Handy, 2005).

Para evocar esta respuesta en el cerebro se suele emplear la técnica llamada “odd-ball” (Touyama e Hirose, 2008), donde se presenta un estímulo diana que debe ser atendido entre otros estímulos de fondo más frecuentes y que deben ser ignorados. Este paradigma ha sufrido muchas variaciones, pero todas ellas implican de alguna forma hacer consciente una situación o una toma de decisiones, donde se necesita ejercitar la atención en un estímulo para poder realizar una selección. Esta onda producida 300 milisegundos después de un estímulo, puede ser empleada como marcador de diagnóstico clínico dado que su amplitud, forma de onda y latencia están fuertemente ligadas al deterioro cognitivo (Purves *et al.*, 2006).

En el caso que nos ocupa, la señal P300 también ha sido muy empleada por interfaces cerebro-computador. Las características que condicionan su uso son las siguientes:

- a) La forma de onda es consistentemente detectable y se puede provocar en respuesta a estímulos precisos visuales.
- b) También puede evocarse en casi todos los sujetos con poca variación en las técnicas de medida, lo que simplifica los diseños de interfaces y permite mayor usabilidad.

La velocidad de operación de la interfaz dependerá de la facilidad de detección de la señal. Para facilitar esta detección se realiza una serie de promedios a los segmentos de señal correspondientes a estímulos atendidos y no atendidos, el objetivo de estos promedios es el de atenuar la influencia del ruido en la detección de la señal. Una característica negativa de P300 es que para su detección como forma de onda estable es necesaria la realización de muchos de estos promedios de registros (entre 10 y 20) para poder aislar la señal y ésta sea fácilmente detectable. A todo esto, se suma el retardo debido a la velocidad del procesamiento póstumo o post-registro para determinar cuál es la elección correcta.

El registro de estas señales P300 suele localizarse en las zonas centrales del cuero cabelludo (Fz, Cz y Pz), aunque otros tipos de potenciales evocados como el N2pc suele manifestarse sobre todo en la parte del cortex parietal occipital, zona asociada a la visión, como una deflexión negativa en el EEG en estas zonas a los 200 ms de haberse recibido un estímulo visual (Luck *et al.*, 1990). Con respecto a este potencial N2pc, ha sido estudiado debido a su relación con la atención a estímulos localizados en un área determinada del campo visual, dando como resultados deflexiones más pronunciadas en el área contralateral al estímulo que se esté atendiendo (Eimer 1996, Kiss et al., 2008). Además, se puede afirmar que tanto la amplitud como la latencia de los potenciales evocados visuales, aparte de ser sensibles a condicionantes fisiológicos del voluntario, tienen dependencias con respecto al estímulo generador en cuanto a tamaño, contraste y brillo (Covington y Polich, 1996, Eimer 1996).

3.2 Localización del potencial evocado

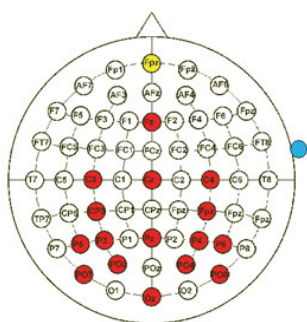
En el presente trabajo se realizaron una serie de pruebas para localizar donde es más destacable la respuesta P300 y N2pc con el fin de establecer la localización de los electrodos a emplear.

Las pruebas se realizaron con el Speller de BCI2000 simulando el paradigma “odd-ball” de Farwell & Donchin (1998), configurando el sistema en modo “copy”, donde el computador

conoce de antemano en que símbolos se concentrará el voluntario. Con este programa el computador genera estímulos en la matriz de 6 filas por 6 columnas de forma aleatoria, donde el usuario tiene que centrar su atención en estímulos conocidos hasta deletrear una palabra concreta. Se estableció como regla general un promedio de 20 flashes por cada letra de la matriz, lo que significa que se realizarán 20 promedios por cada una de las letras atendidas para extraer el potencial P300. En nuestro caso siempre se han empleado las palabras *COMPUTER* y *SCIENCE* para realizar las pruebas. Estas palabras han sido seleccionadas por la distribución de sus letras en el deletreador, de manera que la contribución de cada uno de los estímulos visuales quede repartida en el mayor campo visual posible y de esta manera poder comprobar la contribución del N2cp (repartida en ambos hemisferios) frente a la del P300.

Se eligió como disposición de los electrodos las posiciones del sistema internacional 10/20 para EEG (American EEG Society, 1991) con respecto a estudios previos (Krusienski *et al.*, 2006; Mirghasemi y Fazel-Rezai, 2006): Fz, C3, Cz, C4, Cp3, Cp4, P5, P3, Pz, P4, P6, Po7, Po3, Po4, Po8, Oz, tierra en Fpz y referencia en el lóbulo de la oreja derecha (teniendo referencia común para todos los electrodos). La Figura 2 para muestra la ubicación de los electrodos según el sistema 10/20 y las equivalencias con los canales del amplificador empleado.

Una vez se realizaron las pruebas con 4 voluntarios, las señales resultantes a las pruebas, de 4,5 minutos de duración, quedaron formadas por un total de 160 estímulos atendidos. Estos fueron promediados, así como los segmentos de señal correspondientes a actividad de fondo o estímulos no atendidos. Tras ello se realizó la análisis de la correlación entre las dos señales de cada electrodo y se representó gráficamente en el dominio del tiempo (Figura 3, donde el eje x son los canales del amplificador indicados en la tabla de la Figura 2). Para ello se empleó el coeficiente de determinación r^2 , el cuadrado del coeficiente de correlación, que ha sido calculado a partir de ventanas temporales. De esta manera se localiza donde es más fuerte la diferencia entre los dos tipos de señales (atendida y no atendida) en cada electrodo y en qué momento se produce dicha diferencia. Llevando este gráfico a su localización topográfica en el sistema 10/20 se diferencia en tonos cálidos donde es mayor la diferencia entre señal atendida con respecto a la actividad cerebral de fondo (Figura 4).



Sensores/Canales			
Fz	1	Pz	9
C3	2	P4	10
Cz	3	P6	11
C4	4	Po7	12
Cp3	5	Po3	13
Cp4	6	Po4	14
P5	7	Po8	15
P3	8	Oz	16

Figura 2. Disposición de los electrodos y asociación con canales.

Figura 3. Gráfico r^2 de estímulo atendido frente a no atendido, Canales vs Tiempo.

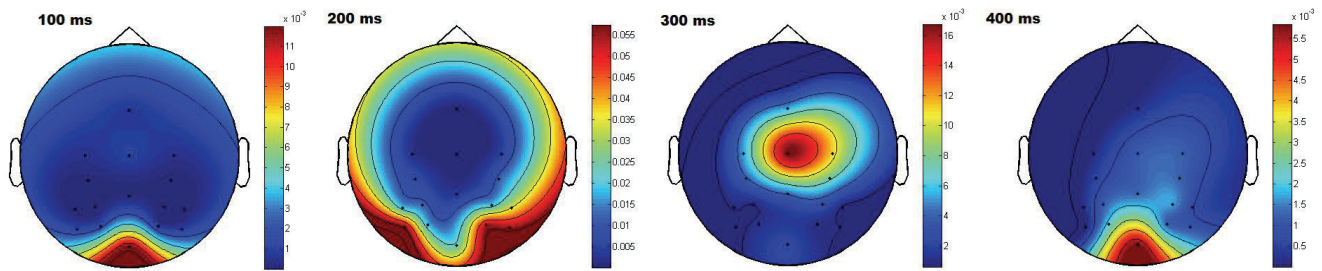


Figura 4. Evolución topográfica y temporal de la señal de la Figura 3 tras producirse un estímulo visual.

Como se puede observar en la representación topográfica de la Figura 4, alrededor de los electrodos P5, P3, P4, P6, Po7, Po3, Po4 y Po8, y cerca de los 200 ms los tonos son más cálidos. Esto significa que la diferencia de las señales es mayor en la zona asociada a al córtex Parietal/Occipital, siendo estos los N2pc esperados. Avanzando en la evolución temporal a los 300 ms podemos observar la contribución del P300 en los electrodos centrales Fz, Cz, C3, C4 y Pz. Observando las escalas de la Figura 4 en los 200 y 300 ms se puede comprobar cómo la contribución del N2pc es más significativa que el propio P300, este efecto también puede observarse en el gráfico de la Figura 3 (cuya escala cromática está escalada con respecto al máximo, por ello el P300 queda más atenuado en los primeros electrodos).

Teniendo en cuenta la importante contribución del efecto del N2pc, se decidió testear el sistema con este potencial como único discriminante entre señal por estímulo atendido y no atendido (empleando sus 8 electrodos más significativos), y compararlo posteriormente con los resultados obtenidos empleando la contribución de ambos efectos, N2pc y P300.

Un efecto negativo del N2pc, en nuestro caso, es que la localización donde se produce está fuertemente vinculada a la localización del estímulo, produciéndose en la zona de los electrodos Po contralateral al estímulo visual (Kiss *et al.*, 2008). Por el contrario onda P300 está localizada en las zonas centrales (Krusienski *et al.*, 2006). En la Tabla 1 se muestran los test realizados y puede verse como empleando la contribución única del N2pc el sistema obtiene menores índices de acierto que empleando ambas contribuciones. Debido a los resultados obtenidos se decidió emplear la contribución de ambos efectos para discriminar estímulos atendidos de no atendidos.

Para demostrar esta pérdida de precisión se realizaron varias simulaciones (con tres usuarios distintos) teniendo en cuenta tanto 16 (N2pc+P300), 8 (N2pc) como 5 electrodos (P300) para la clasificación. Se obtuvieron los resultados mostrados en la Tabla 1 tras realizar una validación cruzada.

3.3 Extracción de características

La señal EEG ha sido amplificada y digitalizada con una

Tabla 1. Comparativa del uso de N2pc, P300 y uso conjunto.

	P300 5 Electrodos	N2pc 8 Electrodos	P300+N2pc 16 Electrodos
Usuario 1	60%	95%	100%
Usuario 2	75%	71%	86%
Usuario 3	93%	86%	100%

frecuencia de muestreo de 256 Hz, empleando 8 bits por muestra. Posteriormente se ha aplicado un filtrado paso-banda Butterworth IIR entre 0.1 y 30 Hz y a continuación un filtrado Notch (rechazo-banda) entre 48 y 52 Hz para neutralizar las interferencias electromagnéticas producidas por la red eléctrica. A pesar de ser suficiente con la aplicación del filtrado Butterworth para neutralizar la componente de 50 Hz, este filtrado Notch se ha aplicado por seguridad. La aplicación del filtrado paso-banda no deteriora la buena detección de la señal del potencial evocado ya que es una señal cuya principal componente frecuencial queda dentro del rango de dicho filtro.

El proceso de extracción de características continúa con un filtrado temporal de la señal producida tras un estímulo visual. Los potenciales evocados son variantes en el tiempo pero de forma acotada, por tanto se ajustará el filtro para que tan solo considere los primeros 600 milisegundos como tiempo de estudio. Tras cada serie de estímulos correspondiente a una decisión se calculará la media de los segmentos de señal de 600 milisegundos correspondientes a cada estímulo para atenuar la actividad de fondo y posibles artefactos. La nueva señal, resultado de este promedio está formada por 153 muestras por canal, posteriormente es diezmada a una frecuencia de 20 Hz, quedando finalmente 192 características totales, de las cuales se emplearán 60 para realizar la clasificación. De esta manera se emplean aproximadamente 4 características por canal.

Tras el procesamiento previo al diezmado, y como se representa en las Figuras 5 y 6, el sistema obtendrá la señal de color rojo para un estímulo atendido y la señal en color azul para uno no atendido. Se muestra uno de los electrodos más importantes para el N2pc (Fig. 6), el Po8, así como uno de los electrodos más importantes para P300 (Fig. 7), el Cz. En esta ventana temporal de un segundo quedan plasmadas varias respuestas a estímulos visuales consecutivas, 6 en este caso (líneas azules de la Figura 5). Estas son respuestas a estimulación visual perteneciente a otros estímulos diferentes al de interés y por tanto muestran una menor amplitud. Debido a que el estímulo atendido generará un patrón repetitivo tras los diferentes flashes, los promedios realizados realzarán esta respuesta sobre el resto de actividad. El motivo por el que se presenta esta oscilación 6 veces se debe a que en esta ventana temporal quedan reflejadas 6 respuestas a estímulo no atendido, ya que el tiempo entre estímulo es 125 ms y su tiempo de exposición es 31.25 ms.

Para el registro, procesado y posterior clasificación de la señal se ha empleado el software BCI2000 (Schalk *et al.*, 2004).

Con respecto a la aplicación de un filtrado espacial como parte de la extracción de características, se testeó el sistema de ambos modos en validación cruzada (empleando los mismos trials que en la prueba anterior). Entrenando y testeando el sistema con

Figura 5. Señal N2pc en electrodo Po8 (20 promedios) producida por estímulo atendido (Rojo) frente a señal EEG de estímulos no atendidos (Azul).

filtrado CAR y realizando el mismo test con los mismos datos de entrenamiento y validación pero con la señal original, de este modo pudimos obtener las siguientes gráficas para cada uno de los voluntarios (Figura 7). Estas figuras comparan la precisión obtenida con el clasificador SWLDA con respecto al número de promedios que se realizan a la señal de entrada, como se puede comprobar, en la mayoría de los casos, se alcanza una precisión mayor con menor número de promedios con la señal original. La realización de un menor número de promedios en la extracción de características de la señal da como resultado un procesamiento más rápido y por tanto una mayor velocidad del sistema.

Finalmente se emplea la aplicación *P300 classifier* (una contribución de BCI2000) para obtener la matriz de coeficientes para el clasificador a partir de uno o varios trials de entrenamiento. La configuración empleada para este software es: tiempo de estudio 0-600 ms, máximo número de características 60, filtro espacial "RAW" (sin filtrado espacial) y canales empleados 1-16.

3.4 Clasificación

El clasificador será el responsable de la distinción entre la forma de onda producida por un estímulo atendido y no atendido. En este caso se ha empleado Stepwise Linear Discriminant Analysis (SWLDA) como clasificador (Johnson and Krusienski, 2009). Este algoritmo se usa extensamente para la clasificación de potenciales evocados y estudios previos avalan su alto rendimiento para este tipo de señales (Krusienski *et al.*, 2006). Este clasificador realiza una transformación lineal: se trata de

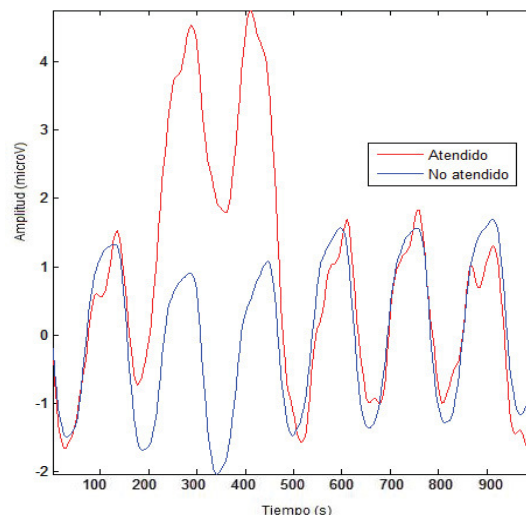


Figura 6. Señal P300 en electrodo Cz (20 promedios) producida por estímulo atendido (Rojo) frente a señal EEG de estímulos no atendidos (Azul).

una multiplicación matricial entre la matriz de clasificación (con los coeficientes obtenidos para cada usuario) y la matriz de la señal de entrada (la salida del filtro temporal y el promediador). El clasificador busca la función óptima de discriminación añadiendo características (en este caso, consiste en canales y elementos de tiempo) a una ecuación lineal, obteniendo la máxima variabilidad y una óptima separación entre dos clases.

La matriz de clasificación consiste en una matriz de 60 coeficientes obtenidos de las secuencias de entrenamiento de cada voluntario que son extraídos a partir de la aplicación *P300 classifier* anteriormente mencionada.

3.5 Interfaz gráfica del sistema BCI

La interfaz gráfica del sistema será la que genere los estímulos visuales en pantalla. Expondrá la serie de opciones disponibles en los que el usuario debe centrar su atención. De esta manera se podrá ejecutar una acción. Las filas y columnas de estas matrices parpadean de forma aleatoria.

La interfaz visual desarrollada debe ser usada a una resolución de 1024x768 y se ubica en la parte baja de la pantalla, encajando en anchura y con 250 pixeles de altura, como se muestra en la Figura 8. De esta manera el usuario tiene 2/3 de pantalla para realimentación visual, donde se muestra el robot gracias al empleo de una cámara IP.

Para realizar la interacción con el brazo robótico se desarrollaron 3 menús de selección en forma de matrices. Estos menús presentan las opciones básicas para su control tridimensional y

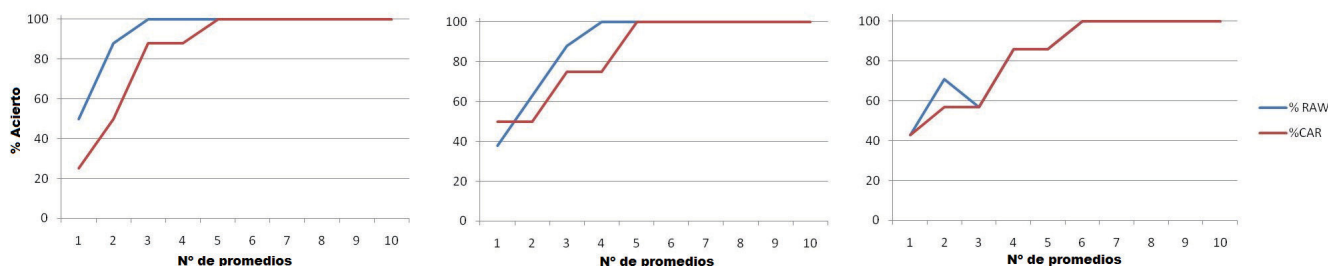


Figura 7. Comparativa del porcentaje de acierto de clasificador empleando CAR VS señal original en 3 usuarios.

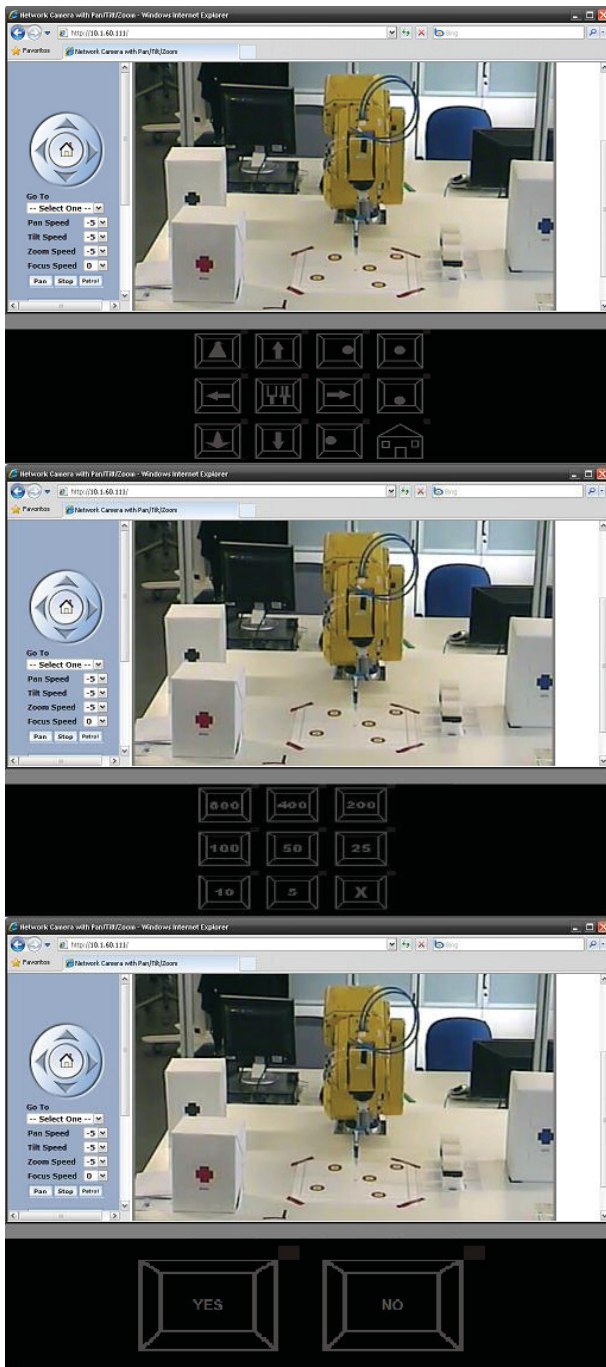


Figura 8. Interfaz gráfica del sistema. Arriba: menú de acciones, Centro: Selección de intervalo de movimiento y Abajo: Menú de confirmación.

su control para diferentes posiciones de la herramienta. De esta manera podremos observar en la Figura 8 (arriba) la primera matriz. Aquí se muestra una distribución de 4x3 elementos para la elección de la acción, en el que se encuentran todas las acciones básicas para controlar el robot en múltiples planos. El control se realiza en coordenadas cartesianas (X, Y, Z), por tanto se dispone de opciones como arriba/abajo, izquierda/derecha, adelante/atrás, todas ellas representadas mediante flechas. Además también contamos con cambios de posición de pinza asociados a la herramienta, apuntando a la mesa, al frente, a la izquierda y a la derecha (marcados por la posición de un círculo dentro de un cuadrado). Por otro lado encontraremos la opción de regreso a una posición de reposo llamada "Home position"

(representada por el icono de una casa), que conduce al robot a la posición inicial con la herramienta apuntando a la mesa. Para la interacción con la pinza (Apertura y cierre) contamos con la opción central representada por el icono de una pinza abierta y cerrada, la elección de este menú permutará el estado de la pinza, de forma que una vez cerrada, tras una nueva selección la pinza se abra y viceversa.

El robot se ha programado de forma que sea capaz de trabajar en los 4 planos básicos expuestos anteriormente y maximizar el alcance en todos los puntos disponibles que marca su espacio de trabajo.

El menú central de selección representa el control de distancias (Figura 8, centro), con este menú indicaremos cuánto se mueve el robot tras elegir una dirección. El control de distancia cuenta con 9 opciones con diferentes intervalos de movimiento para el brazo en forma de matriz 3x3, desde 5 hasta 800 mm. En caso de haber realizado una selección de dirección errónea podremos cancelar el movimiento con la opción "X", volviendo de esta manera al primer menú.

Finalmente el tercer menú (Figura 8, abajo), servirá para confirmar acciones de cambio de plano, abrir/cerrar pinza y volver a la posición inicial.

4. SISTEMA DE CONTROL DEL BRAZO ROBÓTICO

4.1 Brazo robótico

El brazo robótico empleado en esta investigación es un Fanuc LR Mate 200iB, mostrado en la Figura 9. Se trata de un brazo robótico comercial para propósito general con una herramienta especial para coger objetos, accionada por presión de aire, siendo capaz de manipular objetos de hasta 5 Kg. Además, el robot posee una estructura con una mesa para poder realizar diversas pruebas. Este brazo robótico es ideal para ser controlado por nuestra aplicación debido a su tamaño, usabilidad y flexibilidad en cuanto a control se refiere.

El control del robot se realiza de forma remota, puesto que el usuario se encuentra en distinto lugar que el robot, aproximadamente a 1,5 Km. Éste puede observar la posición del brazo (realimentación visual) empleando una cámara IP. La imagen se muestra en la misma pantalla en que se encuentra la interfaz. El protocolo para el control del robot es TCP/IP y se emplean varias librerías que han sido desarrolladas para controlar esta interacción.

4.2. Software desarrollado

Se han desarrollado dos módulos software que permiten controlar el brazo robótico. El primero es la interfaz BCI explicada en el apartado 3 que reconoce la acción deseada, mientras que la segunda es el "Software de control del robot" que ejecuta la acción una vez seleccionada y reconocida por el sistema BCI.

La aplicación BCI consta de los menús presentados en la sección 3.5. Estas interfaces virtuales permiten la interacción con el robot como si de la consola física se tratara, por tanto, la opción seleccionada es reproducida de igual manera que lo haría con el dispositivo físico de control. Esta parte de la interfaz se encarga de detectar la intención del voluntario.

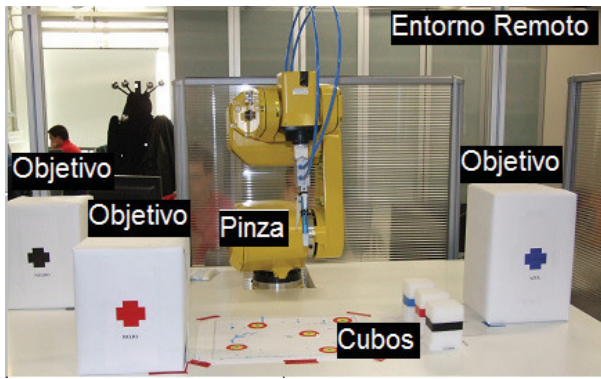


Figura 9. Robot LR Mate200iB: Robot empleado para las pruebas junto con su montaje en tablero.

Por otro lado, tenemos el “Software de control del robot”, que es el cliente del sistema y el responsable de la ejecución de acciones, seguridad y comprobación de posiciones alcanzables y no alcanzables. Este software también puede ser utilizado en control manual además del control por la interfaz BCI, por tanto puede ser también empleado para testeo manual o aborto de movimientos potencialmente peligrosos durante las pruebas del sistema BCI.

El uso de ambos módulos permitirá realizar el control del robot de forma óptima y sencilla con el uso de la actividad cerebral del voluntario tras inducir estímulos visuales.

4.3 Protocolo de ejecución

El protocolo de ejecución es la manera en que el usuario controla las posibilidades de las interfaces presentadas en la sección 3. Ésta sucesión de órdenes y comandos son modelados como una máquina de estados muy básica, mostrada en la Figura 10.

El programa comienza su ejecución mostrando el menú de selección de acción y todas sus opciones parpadeando aleatoriamente, dejando el sistema en “Estado de Espera de Acción”. En ese momento el robot está en la posición “Home” y se mantiene esperando hasta la selección de acción. Cuando el usuario se concentra en uno de los movimientos u opciones que parpadean en la pantalla, el sistema comienza la extracción de características de la señal, el clasificador comienza el reconocimiento de patrones y se determina de la opción deseada. Cuando todas las opciones han parpadeado 12 veces (6 por fila y 6 por columna) el programa ejecuta la acción asociada a la elección obtenida del algoritmo del clasificador en el “Software de control del robot”.

En caso de la selección de un movimiento, el usuario deberá seleccionar cuanto quiere mover el brazo en dicha dirección, dejando el sistema en “Estado de espera de intervalo de movimiento”, mostrando la interfaz de control de distancias. Una vez la distancia es seleccionada el robot comenzará su movimiento, volviendo de nuevo al primer menú.

Ciertas acciones requerirán de confirmación, como la apertura o cierre de pinza, el regreso a “Home” o un cambio de plano, ya que estas acciones pueden resultar críticas en caso de producirse un error, ya que realizan movimientos amplios o incluso podría soltarse el objeto por error. Para evitar esto, se cuenta con un tercer menú de confirmación con dos opciones (Si/No) donde tras producirse la afirmación se realizará el cambio de plano, la acción de pinza o el regreso a la posición de reposo.

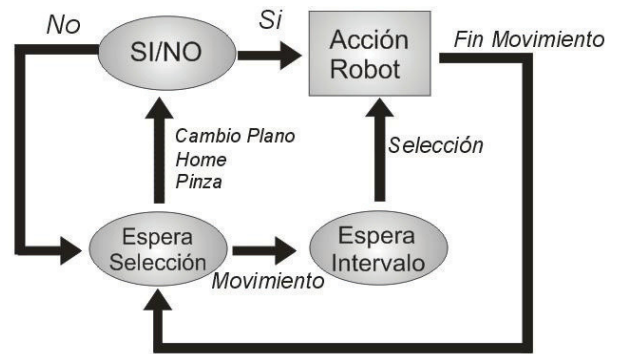


Figura 10. Máquina de estados del control del robot.

5. PRUEBAS EXPERIMENTALES

5.1 Participantes

Para testear el sistema se ha requerido de la participación de 3 usuarios sanos, dos de los cuales no tenían experiencia previa con la interfaz, con edades comprendidas entre los 24 y 29 años sin restricción de género ni de lateralidad. Tras informar a los participantes de los requerimientos y pruebas involucradas, los voluntarios dieron su consentimiento para realizar los tests.

5.2 Protocolo de ejecución

Todas las pruebas se han llevado a cabo bajo las siguientes condiciones: tiempo de estímulo 31.25 ms, tiempo entre estímulos 125 ms, presentación de estímulos aleatoria.

Para el desarrollo de las pruebas se cuenta con un montaje realizado al efecto para simular un entorno real con objetos cotidianos, en este caso se han empleado 3 pequeños cubos de gomaespuma con un color identificativo para cada uno de ellos, estos cubos serán colocados en todas las pruebas en la misma posición inicial, marcada en la tabla de trabajo y será con los que el brazo robótico interactuará. De la misma manera se han empleado otras tres cajas de mayor tamaño, identificadas igualmente con un color asociado a los cubos y cuya posición se mantendrá siempre constante durante la realización de todas las pruebas. El montaje puede observarse en la Figura 9.

El protocolo llevado a cabo es el mismo para todos los usuarios y consistió en las diferentes fases:

1) *Entrenamiento*: El entrenamiento del algoritmo SWLDA es esencial para un correcto funcionamiento del sistema. Para realizar un entrenamiento válido, es necesaria la realización de varios trials de entrenamiento seleccionando ciertos comandos conocidos. Se empleó la misma interfaz que en el apartado de localización de los potenciales evocados. Los usuarios realizaron 2 sesiones de entrenamiento seleccionando los comandos asociados a las palabras “COMPUTER” y “SCIENCE” del Speller. Siendo seleccionado el mejor de estos trials para extraer los coeficientes SWLDA para entrenar la aplicación.

2) *Agarre y colocación simple*: Se pidió a los usuarios coger un cubo y colocarlo en un lugar diferente a una altura diferente, ubicándolo encima de una de las cajas y empleando otra orientación de la pinza o plano. Esta prueba tiene el fin de comprobar la usabilidad del sistema en movimientos básicos en 3D. Midiendo tanto el tiempo requerido como la precisión conseguida.

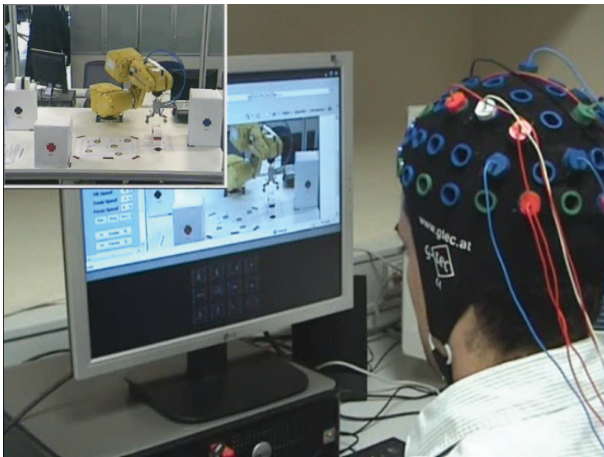


Figura 11. Voluntario realizando una de las pruebas.

3) *Agarre y colocación compleja*: En este caso los usuarios debieron realizar la prueba 2 en un solo trial con los tres cubos. Estos cubos fueron colocados encima de su caja identificada por su color. En esta tarea se emplearon los 4 planos principales de control (uno por caja y el último para el plano de la mesa). El tiempo total necesario para esta tarea compleja se midió para testar el control total del sistema.

La Figura 11 representa una de las pruebas realizadas por un voluntario en el entorno local.

5.3 Resultados experimentales

Los resultados obtenidos pueden visualizarse en la Tabla 2. “C” hace referencia al tiempo en coger el objeto, mientras que “P” a colocarlo en su objetivo una vez agarrado. A los usuarios se les instruyó en el funcionamiento de las interfaces durante el periodo de entrenamiento.

Se puede comprobar en la tabla que el promedio de acierto en los voluntarios ha sido muy elevado, de un 90%. Un porcentaje más bajo de acierto conlleva mayores tiempos para realizar las tareas, como ocurre en el usuario 3. Ya que en caso de observar que se seleccionan movimientos erróneos deberá procederse a su cancelación o a su corrección en caso de haber sido ejecutados. El promedio para la realización de la tarea compleja muestra que se requieren aproximadamente 23 minutos, mientras que para el agarre y colocación del cubo más rápido se requieren aproximadamente 6,5 minutos, lo cual ha sido considerado satisfactorio, teniendo en cuenta la libertad de movimiento con la que se es capaz de manipular el robot.

Además la configuración seleccionada ofrece la siguiente velocidad de selección: 8,5 elecciones/minuto en la interfaz de

movimiento del robot, mientras que en la selección de intervalo ofrece 10 elecciones/minuto. Al tratarse de una tarea tan compleja como la operación de un robot serán necesarias varias órdenes para posicionar el robot en el lugar deseado.

Durante el estudio también se pudo comprobar cómo la diferencia entre los patrones de señal atendida y no atendida era más fuerte en las zonas P5, P3, P4, P6, Po7, Po3, Po4 y Po8 para el caso del potencial N2pc, mientras que para la localización del potencial P300 los electrodos más importantes fueron Fz, C3, C4, Cz y Pz (Sección 3.2).

Se pudo comprobar de forma cualitativa como los usuarios se familiarizaron rápidamente tanto con la interfaz como con el sistema de medida de distancias durante la realización de las pruebas, colocando los objetos en los lugares indicados con precisión.

6. CONCLUSIONES

Se ha presentado y testeado una nueva interfaz BCI para el control total de un brazo robótico en movimientos tridimensionales y con diferentes orientaciones de pinza. Para ello se ha empleado el paradigma de potenciales evocados usando conjuntamente los potenciales N2pc y P300 con el fin de maximizar la precisión del clasificador, obteniendo resultados satisfactorios, tanto para tareas simples de agarre y colocación como para tareas complejas. El sistema ofrece un amplio margen de libertad para operar el robot en la totalidad de su espacio de trabajo, pues la interfaz lleva implementada la seguridad necesaria para evitar accidentes o choques con la mesa. Además reafirmamos la eficiencia del clasificador SWLDA para la clasificación de potenciales evocados debido a los buenos resultados de clasificación obtenidos.

Queda abierta la posibilidad del testeo de esta interfaz con voluntarios discapacitados, así como su perfeccionamiento, mejorando los tiempos y su usabilidad. Además se propone estudiar esta tecnología con un menor número de electrodos y de carácter seco (sin la necesidad de geles conductivos para su aplicación), con el objetivo de facilitar su colocación.

AGRADECIMIENTOS

Este trabajo ha sido realizado parcialmente gracias al apoyo del Ministerio de Ciencia e Innovación del Gobierno de España con el proyecto DPI2008-06875-C03-03 y de la Conselleria d'Educació de la Generalitat Valenciana con la beca BEST/2010/047. Agradecemos también a todos los desarrolladores del sistema BCI2000 y subsiguientes aplicaciones como P300Speller o Stimuli Presentation por su esfuerzo y dedicación en el mantenimiento y actualización de estas herramientas.

Tabla 2. Resultados experimentales obtenidos.

	1º Objeto		2º Objeto		3º Objeto		Total Prueba	% Acierto
	C	P	C	P	C	P		
Usuario 1	1'22''	4'07''	1'04''	2'00''	2'27''	4'21''	18'	98%
Usuario 2	1'41''	3'37''	4'10''	5'30''	2'30''	3'14''	22'	97%
Usuario 3	2'17''	6'36''	3'20''	7'48''	4'15''	5'46''	30'	75%
Media ± Desv. Típica	6'30 ± 1'38''		7'55 ± 3'30''		7'06 ± 1'48''		23' ± 6'	90 ± 13 %

REFERENCIAS

- American Electroencephalographic Society (1991). American Electroencephalography Society guidelines for standard electrode position nomenclature. *Journal of Clinical Neurophysiology*, **8(2)**, 200-202.
- Bensch M, Karim AA, Mellinger J, Hinterberger T, Tangermann M, Rosenstiel W, Birdbaumer N. (2007). Nessi: An EEG-controlled web browser for severely paralyzed patients. *Computational Intelligence and Neuroscience*, **2007**, Article ID 71863, 5 pages.
- Carmena, J.M., Lebedev, M.A., Crist, R.E., O'Doherty, J.E., Santucci, D.M., Dimitrov, D.F., Patil, P.G., Henriquez C.S. and Nicolelis, M.A.L. (2003). Learning to control a brain-machine interface for reaching and grasping by primates. *PLoS Biol*, **1**, 193-208.
- Covington, James W. and Polich, John (1996). P300, stimulus intensity, and modality. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology/Evoked Potentials Section*, **100**, 579-584.
- Danoczy M., Fazli S., Grozea C., Müller K. R., Popescu F. (2008). Brain2robot: a grasping robot arm controlled by gaze and asynchronous EEG BCI. *Proceedings of the 4th International Brain-Computer Interface Workshop and Training Course, Graz, Austria*, 355-360.
- Danoczy M., Fazli S., Grozea C., Müller K. R., Popescu F. (2008). Brain2robot: a grasping robot arm controlled by gaze and asynchronous EEG BCI. *Proceedings of the 4th International Brain-Computer Interface Workshop and Training Course, Graz, Austria*, 355-360.
- Eimer Martin (1996). The N2pc component as an indicator of attentional selectivity. *Electroencephalography and clinical Neurophysiology* **1990**, **99**, 225-234.
- Farwell, L.A. and Donchin, E. (1998). Talking off the top of your head; Toward a mental Prosthesis utilizing event-related brain potentials. *Electroenceph. Clin. Neurophysiol*, **70**, 510-523.
- Handy, T.C. (2005). *Event-related potentials, a methods handbook*. M.I.T. Massachusetts Institute of Technology.
- Iáñez, E., Azorín, J.M., Úbeda, A., Ferrández, J.M. and Fernández, E. (2010). Mental tasks-based brain-robot interface. *Robotics and Autonomous Systems*. **58(12)**, 1238-1245.
- Iturrate, I., Antelis, J., Kubler, A. and Minguetz, J. (2009). A noninvasive brain-actuated wheelchair based on a P300 neurophysiological protocol and automated navigation. *IEEE Transactions on Robotics*, **25**, 614-627.
- Johnson, G. D. and Krusienski, D.J. (2009). Ensemble SWLDA classifiers for the P300 speller. *Human-Computer Interaction. Novel Interaction Methods and Techniques*, **5611**, 551-557.
- Kiss M., Van Velzen J., Eimer M. (2008). The N2pc component and its links to attention shift and spatially selective visual processing. *Psychophysiology*, **45(2)**, 240-249.
- Krusiensi, D.J., Sellers, E.W., Cabestaing, F., Bayouth, S., McFarland, D. J., Vaughan, T. M., and Wolpaw, J. R. (2006). A comparison of classification techniques for the P300 Speller. *Journal of Neural Engineering*, **3**, 299-305.
- Luck S.J., Heinze H.J., Mangun G.R and Hillyard S.A. (1990). Visual event-related potentials index focused attention within bilateral stimulus arrays. Functional dissociation of P1 and N1 components. *Electroencephalography and clinical Neurophysiology*, **75**, 528-452.
- Mirghasemi, H. and Fazel-Rezai, R. (2006). Analysis of P300 Classifiers in brain computer interface speller. *Engineering in Medicine and Biology Society, 2006. EBMS'06 Annual International Conference*. **1**, 6205-6208.
- Millán, J. del R., Franzé, M., Mouriño, J., Cincotti, F., and Babiloni, F. (2002). Relevant EEG features for the classification of spontaneous motor-related tasks. *Biological Cybernetics*, **86**, 89-95
- Mügler, E., Bensch, M., Halder, S., Rosenstiel, W., Bogdan, M., Birbaumer, N., Kubler, A. (2008). Control of an Internet browser using the P300 event related potential. *International Journal of Bioelectromagnetism*. **10(1)**, 56-63.
- Müller K. R., Blankertz B. (2006). Toward noninvasive brain computer interfaces. *IEEE Signal Process Mag*, **23(5)**, 125-128.
- Obermaier, B., Muller, G.R., and Pfurtscheller, G. (2003). Virtual keyboard controlled by spontaneous EEG activity. *IEEE Trans. Neural Sys. Rehab. Eng.*, **11**, 422-426.
- Palankar, M. De Laurentis, K.J. Alqasemi, R. Veras, E. Dubey, R. Arbel, Y. Donchin, E. (2008). Control of a 9-DoF wheelchair-mounted robotic arm system using a P300 brain computer interface: initial experiments. *Robotics and Biomimetics, 2008. ROBIO 2008. IEEE International Conference*, **1**, 348-353.
- Purves, D., Augustine, G., Fitzpatrick, D., Hall, W., LaMantia, A.S., McNamara, J. and Williams, S. (2006). *Neurociencia*. Editorial Medica Panamericana. 3ª Edición.
- Schalk, G., McFarland, D.J., Hinterberger, T., Birbaumer, N., Wolpaw, J.R. (2004). BCI2000: A general-purpose brain-computer interface (BCI) system. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, **51(6)**, 1034-1040.
- Sirvent, J.L., Azorín, J.M., Iáñez, E., Úbeda, A. y Fernández, E. (2010). P300-based BCI for internet browsing. *8th International Conference on Practical applications of Agents and Multiagent Systems, IEEE Spanish Chapter. Trends in PAAMS*, **71**, 615-622.
- Touyama, H. and Hirose, M. (2008). Non-target photo images in oddball paradigm improve EEG-based personal identification rates. *Engineering in Medicine and Biology Society, 2008. EBMS 2008. 30th Annual International Conference of the IEEE*, 4118-4121.
- Velliste, M., Perel, S., Spalding, M.C., Whitford, A.S. and Schwartz, A.B. (2008). Cortical control of a prosthetic arm for self-feeding. *Nature*, **453(7198)**, 1098-1101.
- Wang, Y., Gao, X., Hong, B., Jia, C. and Gao, S. (2008). Brain-computer interfaces based on visual evoked potentials. *IEEE Engineering in medicine and biology magazine*, **27**, 64-71.
- Wolpaw J.R., McFarland D.J. Neat G.W. and Porneris C.A. (2008). An EEG-based brain-computer interface for cursor control. *Electroencephalographic Clinical Neurophysiology*, **78(3)**, 252-259.
- Wolpaw, J.R, Birbaumer, N., McFarland, D.J., Pfurtscheller, G. and Vaughan, T.M. (2002). Brain-computer interfaces for communication and control. *Clinical Neurophysiology*, **113**, 767-791.