

# DISPOSITIVO APUNTADOR PARA ORDENADOR BASADO EN ELECTROENCEFALOGRAFÍA Y GIROSCOPIA

José Antonio Diego-Mas

Sabina Asensio Cuesta

*Universidad Politécnica de Valencia*

## Abstract

In this work, the use of an electroencephalograph whit gyroscope as Head Mounted Mouse for people with reduced mobility is shown. Mouse movement is controlled using a gyroscope mounted on an electroencephalograph helmet. Mouse actions are activated by reading users' neural patterns using artificial neural networks. Different user interfaces, based on movement captured by gyroscopes and reading of movements through cameras, are compared with the reading of the intentions of the user.

**Keywords:** *Brain-computer interface; neural networks; user interface*

## Resumen

En este trabajo se presenta el empleo de un electroencefalógrafo dotado de giroscopio para ser empleado como sistema apuntador de ordenador por personas con movilidad reducida. El movimiento del ratón es controlado mediante un giroscopio situado en un casco encefalógrafo. Las acciones del ratón son activadas mediante la lectura de los patrones neuronales del usuario decodificadas mediante redes neuronales artificiales. Distintos interfaces de usuario, basados en movimiento captado por giroscopios y por lectura de movimientos mediante cámaras, son comparados con la lectura de las intenciones del usuario.

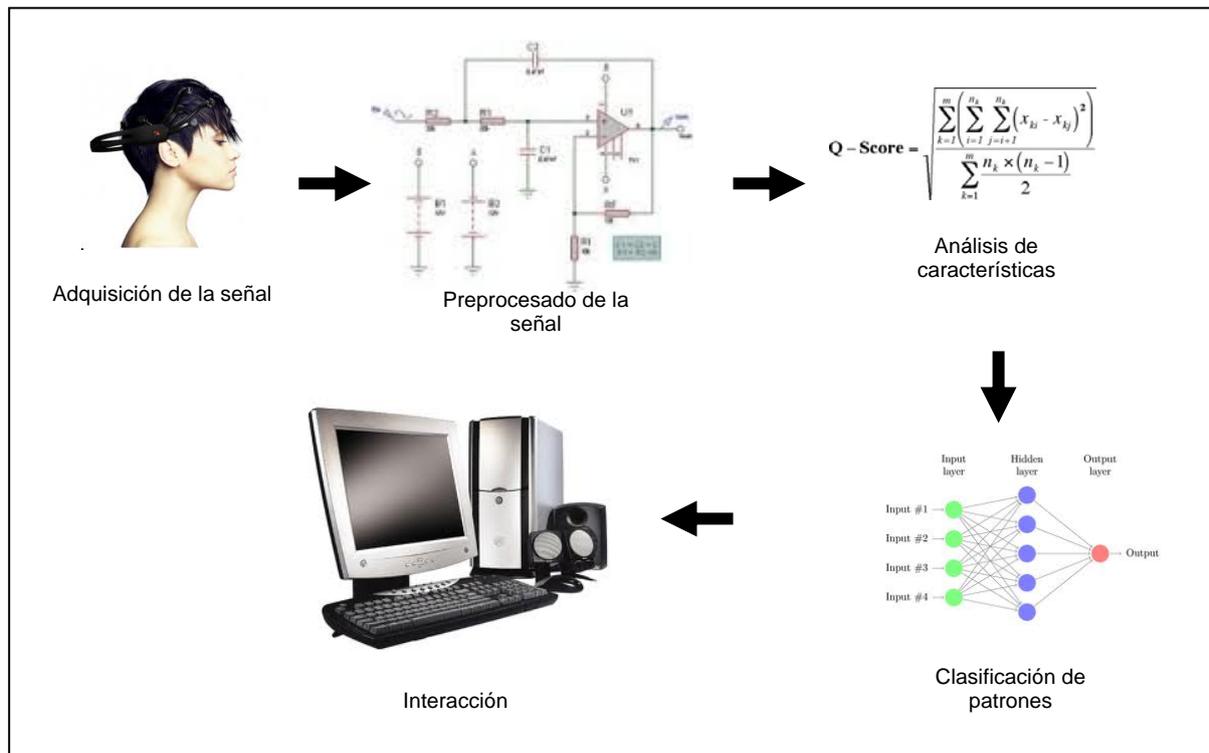
**Palabras clave:** *Interfaz cerebro ordenador; redes neuronales; interfaz de usuario*

## 1. Introducción

Los sistemas de Interfase Cerebro Computador (ICC) tratan de alcanzar la comunicación directa entre el cerebro de un usuario y un equipo informático. Evidentemente, lograr una forma natural y multimodal de interacción con los ordenadores permitiría mejorar la eficiencia de su empleo ya satisfacción de los usuarios. A grandes rasgos el procedimiento consiste en detectar la actividad cerebral del usuario, localizar en dicha lectura los patrones que permitan conocer la intención del usuario, y transmitir el resultado al equipo informático que será el encargado de ejecutar la orden correspondiente. Los sistemas ICC son investigados en la actualidad como dispositivos para la domótica, la discapacidad (Richard & Gentiletti, 2007), o como periféricos para equipos informáticos.

El objetivo del presente trabajo es el desarrollo de un dispositivo apuntador para ordenador (ratón), que pueda posicionar el cursor mediante los movimientos de la cabeza, y realizar la activación de los botones izquierdo y derecho mediante la detección de las intenciones del usuario. Para lograr dicho objetivo se empleará un sistema ICC cuyas características básicas y principios de funcionamiento se describen a continuación (Mason & Birch 2003).

**Figura 1: Modelo funcional de un ICC**



El primer paso (ver Figura 1) consiste en leer y medir la actividad del cerebro del usuario. Para ello existen diferentes técnicas que pueden clasificarse según la forma de registrar las señales en:

- Invasivas: El registro de las señales se lleva a cabo por medio de electrodos implantados en el cerebro del usuario que registran los potenciales de acción de determinados grupos de neuronas (Nicoletis & Chapin ,2002).
- No invasivas: Se emplean electrodos aplicados en el cuero cabelludo del usuario capaces de detectar las diferencias de potencial debidas a la actividad neuronal (electroencefalografía). Las técnicas no invasivas pueden clasificarse, a su vez, en función del tipo de información registrada:
  - PEV (Potenciales Evocados Visuales): Esta es una de las técnicas precursoras. Se emplean estímulos visuales para provocar en el usuario respuestas que son registradas mediante electroencefalografía (Vidal, 1973). Mediante este sistema se puede, por ejemplo, determinar la dirección de la mirada del sujeto, o detectar la letra observada de entre un conjunto de letras.
  - PEVEE (Potenciales Evocados Visuales de Estado Estacionario): De forma similar a las técnicas PEV, se miden en el usuario las respuestas a estímulos que, en este caso, son generados a determinadas frecuencias. Cuando el

estímulo se emite a una frecuencia dada, el cerebro del usuario genera un Potencial Evocado cuya frecuencia fundamental es igual a la del estímulo, pudiendo determinar qué estímulo provocó la respuesta en función de la frecuencia.

- PCL (Potenciales Corticales Lentos): Su aplicación es básicamente clínica y en pacientes con incapacidad de comunicación. Los PCL son generados por la corteza cerebral a bajas frecuencias y están relacionados, fundamentalmente, con la intención de realizar movimientos (Rockstroh et al., 1980). Pueden emplearse como sistema básico de comunicación.
- PRE (Potenciales Relacionados a Eventos): Es quizá una de las técnicas más empleadas. La actividad cerebral debida a estímulos frecuentes no significativos puede verse profundamente alterada ante un estímulo infrecuente y significativo. Al incluir uno de estos últimos estímulos entre estímulos de rutina, se produce un pico cercano a los 300 milisegundos en la actividad cerebral que puede ser fácilmente detectado (a esta técnica se la denomina también P300) (Li et al, 2009). Es empleada, por ejemplo, en el deletreo de palabras, direcciones o menús (Donchin et al. 2000).
- TMs (Tareas Mentales o Cognitivas): Ésta es la técnica que se empleará en el presente trabajo. Definido un número de tareas mentales diferentes, se trata de detectar, en el registro electroencefalográfico, los patrones de actividad de cada una de ellas. De esta forma, el usuario sólo debe pensar en la tarea que desea realizar, sin necesidad de estímulos exteriores.

En el presente trabajo se empleará una técnica no invasiva TMs. Se utilizará un casco electroencefalógrafo portátil dotado de sensores giroscópicos que permiten detectar tanto la actividad neuronal del usuario como la posición de su cabeza.

En una segunda etapa se realiza el preprocesado de la señal. Las señales procedentes del cerebro del usuario deben ser tratadas de diversas formas. Fundamentalmente, las lecturas deben ser amplificadas y filtradas. Debe eliminarse el ruido procedente de fuentes exteriores (mediante, por ejemplo, filtros espaciales laplacianos) y, según el tipo de aplicación, deben eliminarse las señales producidas por parpadeos, tragar saliva, o movimientos del usuario aplicando diferentes tipos de filtros canceladores de ruido. Las frecuencias de las señales procedentes del cerebro varían en un rango de entre 1 y 25 hertzios, por lo que se limita a este intervalo el ancho de banda. Por último, la señal es digitalizada a unas 128 muestras por segundo por cada canal del dispositivo de registro.

La tercera etapa organiza la información preprocesada para facilitar la detección de patrones en los registros electroencefalográficos. Un método habitual es el que se denomina banda de potencial espectral, que mediante cuatro filtros pasabanda clasifica las señales en las frecuencias clásicas de la actividad cerebral (Delta, Theta, Alfa y Beta).

La cuarta fase del proceso es quizá la más compleja. A partir de la información preprocesada y organizada, es necesario detectar la intención del usuario. La forma de implementar esta etapa dependerá, en gran medida, del objetivo perseguido con la aplicación desarrollada. En el caso del presente trabajo se emplearán Redes Neuronales Artificiales (RNA) (McCulloch & Pitts, 1943). Las RNA son sistemas de procesamiento paralelo, inspirados en los esquemas de funcionamiento cerebrales, que han aumentado paulatinamente su capacidad para tratar e interpretar información de carácter difuso o inconsistente. Precisamente esta característica y su capacidad para aprender (en contraposición a los sistemas secuenciales), las convierten el instrumento idóneo para su aplicación en la clasificación de patrones en la actividad neuronal.

Finalmente, detectada la intención del usuario, en la quinta etapa se envían al equipo informático las órdenes correspondientes.

En los siguientes apartados se describirá el dispositivo empleado para la detección electroencefalográfica, se expondrán los principios de funcionamiento de las redes neuronales empleadas para la detección de patrones, se mostrará el software desarrollado para el control del dispositivo apuntador y los distintos interfases con los que se ha experimentado y, por último, se describirán los experimentos realizados y los resultados obtenidos.

## 2. Dispositivo electroencefalógrafo

El electroencefalograma (EEG) es el registro de la actividad eléctrica de las neuronas del encéfalo. Dicho registro posee formas muy complejas que varían mucho con la localización de los electrodos y entre unos individuos y otros. Esto es debido al gran número de interconexiones que presentan las neuronas y por la estructura no uniforme del encéfalo.

La herramienta utilizada en el desarrollo de este trabajo (Emotiv Eloc) es un ICC No Invasivo que funciona mediante electrodos superficiales de contacto. Este tipo de electrodos consiste en pequeños tubos de plata clorurada roscados a soportes de plástico, en cuyo extremo de contacto se coloca una almohadilla que se humedece con solución conductora. En este caso, los electrodos son sujetos al cráneo mediante con un procedimiento similar al que utilizan los cascos auriculares, lo que permite una colocación rápida y sencilla.

**Figura 2: Dispositivo electroencefalógrafo**



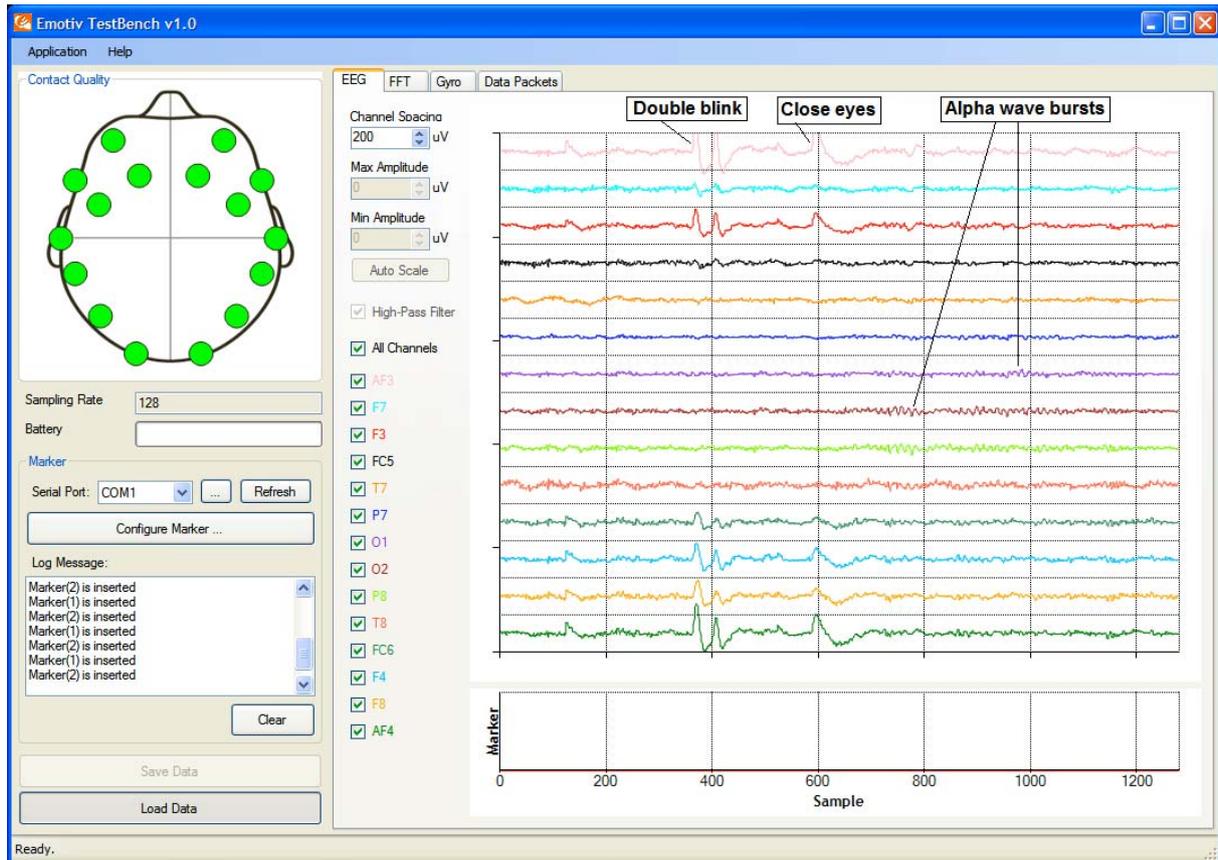
Como característica fundamental, Emotiv Eloc, presenta un tamaño inferior a los dispositivos tradicionales de ICC, resultando absolutamente portable dado que su alimentación se realiza mediante baterías con una autonomía de 12 horas, y la transferencia de datos se realiza mediante conexión wireless. Por otra parte, el dispositivo dispone de un sistema giroscópico que permite conocer con precisión la posición de la cabeza del usuario.

La frecuencia de muestreo del hardware es de 2048Hz. Antes de su transmisión al software de procesado es filtrada y remuestreada. Tanto los datos de la actividad neuronal como los giroscópicos son transmitidos en paquetes a 128 muestras por segundo al software de

procesado. La lectura se realiza mediante 14 electrodos situados, según la nomenclatura *International 10-20* en las posiciones AF3, F7, F3, FC5, T7, P7, O1, O2, P8, T8, FC6, F4, F8 y AF4.

Las señales preprocesadas por el dispositivo son transmitidas al software de control vía wireless. Este software realiza las tareas de la tercera etapa del modelo funcional de un ICC descritas en el apartado anterior. Permite la visualización de la calidad del contacto de los electrodos, la aplicación de filtros específicos a las señales así como la visualización de las mismas.

**Figura 3: Software de control del dispositivo electroencefalógrafo**



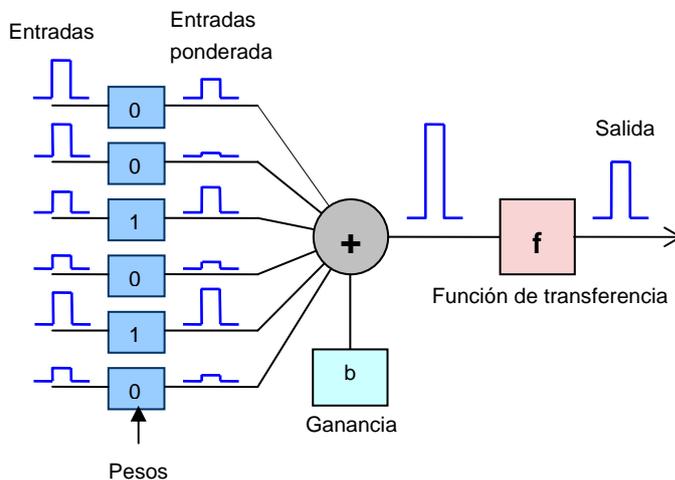
### 3. Interpretación de los patrones mediante Redes Neuronales

Mediante el dispositivo descrito en el apartado anterior es posible detectar la actividad neuronal del usuario y la posición de su cabeza. Para interpretar dicha información y detectar las intenciones del usuario respecto a la activación de las funciones del ratón se emplearon RNA.

Una neurona artificial es una abstracción matemática del funcionamiento de las neuronas naturales. Simplificando mucho podría compararse con un amplificador operacional en el que se reciben las señales de entrada, se comprueba si se supera una función de activación y, si es pertinente se produce la señal de salida. Las señales de entrada pueden representar información de lo que se quiere modelizar o bien las señales de salida de otras neuronas que llegan a las sinapsis correspondientes. Los pesos representan la intensidad con que la sinapsis transmite la señal de la neurona presináptica a la postsináptica. Una función de

activación en la neurona determina el umbral que deben sobrepasar las señales para que se produzca la salida.

**Figura 4: Funcionamiento de una neurona artificial**



Las RNA suelen estar formadas por varias neuronas interconectadas (salvo excepciones como la red Perceptron formada por una única neurona). La disposición y forma de conexión varía de unos tipos de redes a otras, pero de forma general las neuronas se disponen en capas. La capa de entrada no es en sí una capa de neuronas sino que son los puntos donde se recogen las señales que se entregarán a la red. En esta capa no se procesa la información. Las capas internas (denominadas capas ocultas) recogen la información de la capa de entrada y la procesan. El número de capas ocultas, el número de neuronas por capa y la forma en que se conectan varían de unas redes a otras, y es lo que se denomina *topología de la red*. La capa de salida recibe la información de la última capa oculta y la transmite al medio.

Una vez configurada la topología de la red, y para que ésta pueda ofrecer salidas convenientes a las entradas que se le presenten debe ser sometida a un proceso denominado *entrenamiento*. En este proceso se le ofrece a la red el resultado esperado a una serie determinada de entradas. Las salidas proporcionadas por la red a estas entradas son comparadas con las salidas esperadas y se evalúa el error cometido. En función de ese error se modifican los pesos de los enlaces y los valores de las ganancias de las neuronas. Este proceso se repite hasta conseguir que el error alcance una cota superior determinada, punto en el cual se considera que la red está entrenada.

Existen multitud de tipos y posibles clasificaciones de las RNA atendiendo a criterios como la forma de aprendizaje, el tipo de valores de entrada, el tipo de funciones de activación o la topología (Principe et al. 2000). De forma práctica, el proceso de obtención de una RNA adecuada para resolver un determinado problema sería el siguiente:

- Preparar un número suficientemente elevado de instancias del problema y sus respectivas soluciones. Parte de estos datos se emplearán en el proceso de entrenamiento de la red (datos de entrenamiento). La otra parte no se empleará en el entrenamiento y será usado para validar el buen funcionamiento de la red una vez entrenada (datos de test).

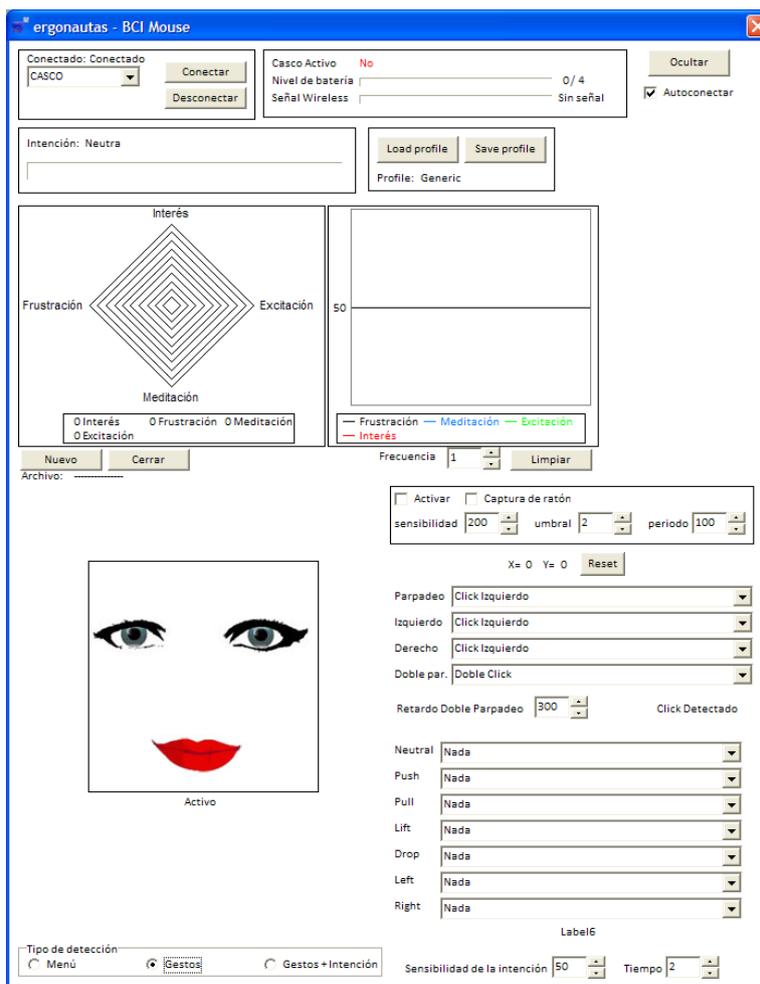
- Elegir un tipo de red, la topología, los tipos de de funciones de activación y, en definitiva todos los parámetros de la red (como los pesos iniciales de las conexiones entre las neuronas).
- Entrenar la red y validar su funcionamiento con los datos de test. En caso de que los resultados no sean satisfactorios modificar los parámetros, la topología de la red o probar con otros tipos de redes.
- Si los resultados son satisfactorios la red será capaz de predecir de forma correcta las salidas adecuadas a nuevas entradas.

Para la selección del tipo de red y sus parámetros no existe un procedimiento sistemático. El tipo de red debe elegirse en función del proceso que se trata de modelizar.

### 3. Software de control del dispositivo apuntador

La información recibida del software de control del dispositivo electroencefalógrafo debe ser tratada a continuación para transformar los movimientos de la cabeza del usuario en movimientos del cursor en la pantalla, y para detectar las intenciones del usuario a partir de los registros de la actividad neuronal. Para ello se desarrollo una aplicación informática (ver figura 5) en Delphi 2010 empleando el kit de desarrollo Emotiv Development.

Figura 5: Software de control del dispositivo apuntador



El kit de desarrollo permite implementar las funciones de entrenamiento de las RNA para la detección de las intenciones del usuario y recibir las variaciones en la orientación de la cabeza. Esta información traducida por el software en coordenadas del cursor en la pantalla y en activaciones de las funciones izquierda y derecha del ratón. Asimismo, la aplicación permite la detección de los gestos del usuario. El parpadeo, la sonrisa o la orientación de la mirada, son actividades fácilmente detectables en la actividad neuronal del usuario dado que los patrones asociados a estos gestos son comunes a la mayor parte de los usuarios.

Para el posicionamiento del cursor el usuario sólo debía mover la cabeza hacia el objetivo. El nivel de precisión obtenido es muy elevado, aunque para evitar movimientos indeseados debidos a las vibraciones de la cabeza (temblores), se aplicó un filtro que impedía el desplazamiento del cursor en un rango inferior a un número determinado de pixels parametrizable en función de las necesidades del usuario. Por otra parte, la aplicación permitía la activación de los tres tipos de interfaces implementados y que serán descritos en el apartado siguiente.

#### **4. Interfaces de interacción con el ordenador**

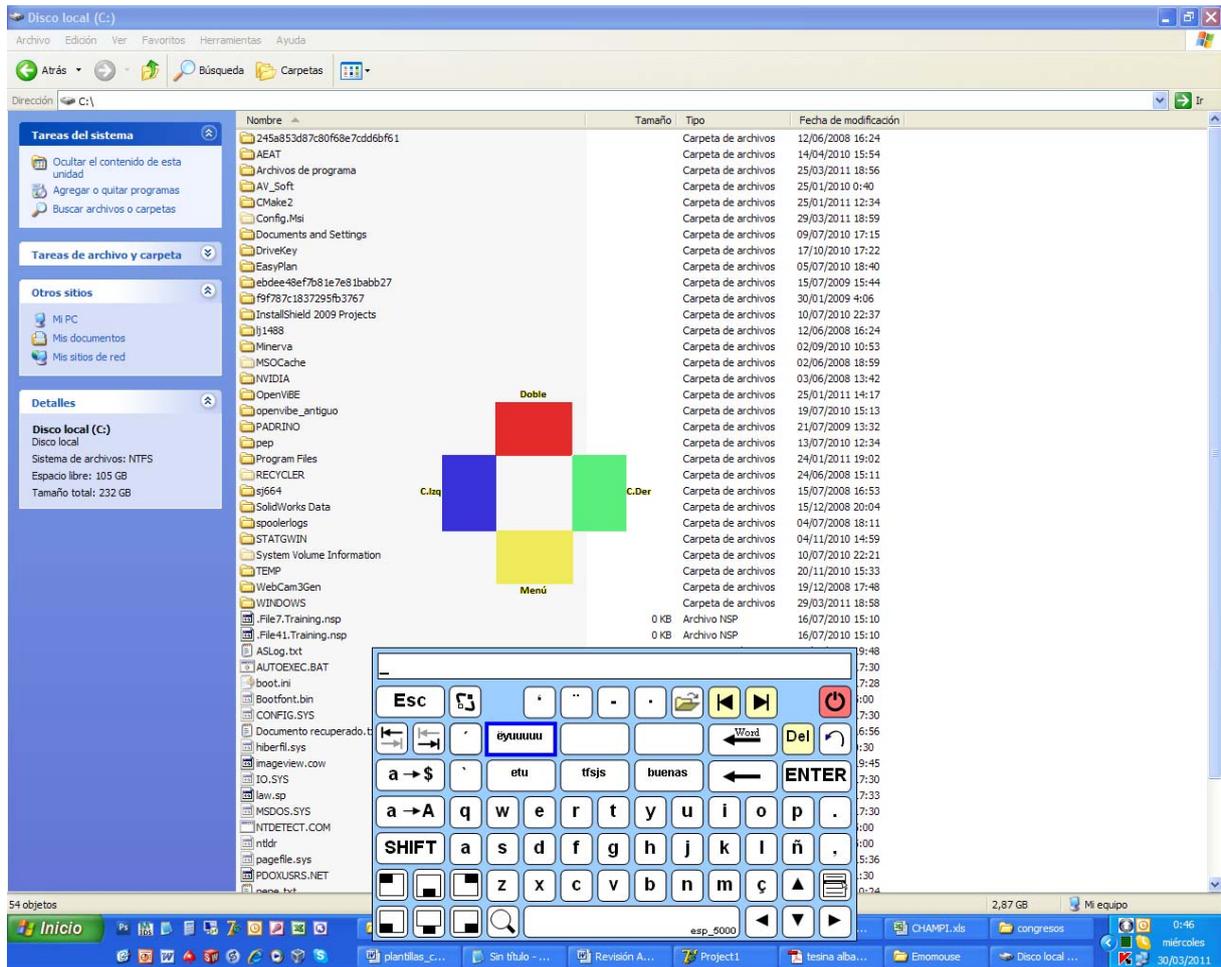
Se implementaron tres tipos de interfaces para permitir la interacción del usuario con el equipo informático. El primer interface emplea únicamente la lectura del dispositivo giroscópico para realizar las funciones del ratón. El segundo interface activa las funciones del ratón mediante la lectura de los gestos del usuario. Por último, el tercer interface detecta las intenciones del usuario para este fin.

El primer interface (Figura 6) consiste en un menú con cuatro funciones. Dicho menú es activado automáticamente cuando el usuario mantiene el cursor inmóvil durante una determinada cantidad de tiempo (ajustable según el usuario). Cuando el usuario detiene el cursor sobre un punto, el menú aparece y permite seleccionar cuatro posibles opciones mediante el movimiento de la cabeza hacia arriba, abajo, izquierda y derecha. Moviendo el cursor hacia la izquierda se realiza un click izquierdo en el punto en el que el cursor fue detenido (un botón, una carpeta...), el movimiento hacia la derecha ejecuta un click derecho, el movimiento hacia arriba un doble click y el movimiento hacia abajo hace aparecer un menú en el que se ofrecen otras opciones como, por ejemplo, hacer surgir un teclado en la pantalla.

El segundo interface implementado emplea la lectura giroscópica para determinar la situación del cursor, pero la activación de las funciones del ratón se realiza mediante la lectura de los gestos del usuario. Para activar el click izquierdo el usuario debe cerrar rápidamente el ojo izquierdo. El click derecho se realiza, de forma análoga, cerrando y abriendo rápidamente el ojo derecho. Un parpadeo con los dos ojos permite la activación de las funciones de doble click. Un doble parpadeo hace aparecer un menú con diversas opciones. El software de control de las interfaces permite configurar las diferentes combinaciones de gestos y funciones, adaptándolas a las preferencias del usuario.

El tercer interface también emplea la lectura giroscópica para determinar la situación del cursor, sin embargo, la activación de las funciones del ratón son interpretadas a partir de las intenciones del usuario. El usuario debe pensar en lo que desea hacer (click derecho, izquierdo, doble click...) y el sistema detecta la intención mediante los patrones de actividad neuronal correspondiente. Este procedimiento requiere de un proceso de entrenamiento previo, tanto de las RNA encargadas de detectar las intenciones del usuario, como de la pericia del usuario para mantener la coherencia en los pensamientos que se relacionan con cada intención.

Figura 6: Interface 1, activación mediante menú visual



## 5. Experimentos realizados

Para comprobar la capacidad del sistema desarrollado como dispositivo apuntador para ordenador, y la eficiencia de cada uno de los tres interfaces desarrollados, se llevaron a cabo pruebas de usabilidad que serán descritas a continuación.

Se seleccionaron 20 usuarios de equipos informáticos. La muestra estaba formada por 10 hombres y 10 mujeres que empleaban, de forma habitual, ordenadores dotados de ratón como dispositivo apuntador. Tras una explicación precisa de la prueba a realizar, del modo de funcionamiento del dispositivo y de cada uno de los interfaces, se les colocó el dispositivo electroencefalógrafo, se comprobó el correcto contacto de los electrodos y se procedió al entrenamiento de las RNA para la detección de las intenciones.

### 5.1 Entrenamiento

Se activo la etapa de entrenamiento de las RNA y, para cada una de las acciones se solicitó a los usuarios que pensarán en realizarla. La forma en la que debían pensar en la acción debía ser fija y no ser modificada posteriormente. El usuario debía mantener la intención de cada una de las acciones durante ocho segundos. Durante esos ocho segundos el software registraba la actividad neuronal asociada a la intención correspondiente. Este procedimiento era repetido el número suficiente de veces para lograr que la RNA fuera capaz de detectar

dicho patrón en ocasiones sucesivas. El número de entrenamientos necesario varió para cada usuario, siendo suficiente, de media, con cuatro entrenamientos por acción.

En una segunda etapa se permitió a los usuarios familiarizarse con el dispositivo. Se les solicitó que movieran el cursor por la pantalla mediante el movimiento de su cabeza, y que apuntaran a sitios específicos de la misma. Finalmente los usuarios se familiarizaron con el sistema de clicks asociado a los parpadeos.

## 5.2 Pruebas

Una vez que los usuarios estuvieron familiarizados con el dispositivo ICC, se les solicitó que realizaran una serie de tres pruebas con cada uno de los interfaces. Las pruebas consistieron en la realización de actividades ofimáticas habituales. El orden en el que se realizaron las pruebas y los interfaces se aleatorizó para evitar los efectos del orden sobre los resultados.

En la primera prueba se solicitó a los usuarios que accedieran a una carpeta situada en “mis Documentos”. Dentro de dicha carpeta existían una serie de 10 archivos que debían copiar a otra carpeta situada en la ruta “C:\Archivos de programa\BC\ICC”.

La segunda prueba consistía en, partiendo del Escritorio del sistema operativo Windows, iniciar el procesador de textos Microsoft Word mediante el acceso directo situado en el menú “Inicio” de Windows. Una vez abierto el procesador, los usuarios debían abrir un archivo de texto situado en una carpeta dentro de la carpeta “Mis Documentos”. Tras ello, se les solicitó que añadieran, al final de dicho archivo, la frase “Puedo escribir los versos más tristes esta noche”. Para ello, previamente, debían activar el teclado de pantalla.

La tercera prueba consistió en ejecutar un navegador de Internet de forma similar a como se hizo en la prueba anterior. Abierto el navegador debía accederse a una página web desarrollada al efecto. En ella el usuario debía identificarse mediante un nombre de usuario de 10 dígitos y una contraseña de 16 empleando el teclado en pantalla.

Durante el desarrollo de las pruebas se computó el tiempo de duración de cada una de ellas y el número de errores cometidos por el usuario. Se consideraron errores acciones como abrir carpetas equivocadas, teclear letras incorrectas o activar una función del ratón errónea. Además, al finalizar las tres pruebas, se solicitó a los usuarios que expresaran, en una escala de 0 a 10, su grado de satisfacción respecto al uso de cada uno de los interfaces.

Por otra parte, el kit de desarrollo de software Emotiv Development permite el acceso a algoritmos que evalúan aspectos afectivos del usuario durante el uso del dispositivo electroencefalógrafo. Estos algoritmos miden el grado de frustración, interés y meditación en función de la actividad neuronal. Los algoritmos son software propietario de la empresa Emotiv, por lo que no fueron desarrollados para este trabajo. La validación de su funcionamiento y precisión está pendiente, sin embargo fueron empleados para obtener una indicación de la experiencia del usuario con cada interface desde el punto de vista emotivo.

## 5.3 Resultados

Los resultados obtenidos de las pruebas realizadas a los 20 usuarios se ofrecen en las figuras 7 a 10. El tiempo medio empleado fue de 307,46, 330,62 y 272,50 segundos para los interfaces 1, 2 y 3 respectivamente. Durante el desarrollo de las pruebas con el Inteface 1 los usuarios cometieron, de media, 8,74 errores, 5,82 con el Interface 2 y 3,29 con el Interface 3. El grado de satisfacción de los usuarios fue mayor con el empleo del Interface 1, siendo el Interface 2 el menos satisfactorio.

Figura 7: Tiempo medio de ejecución de las tareas

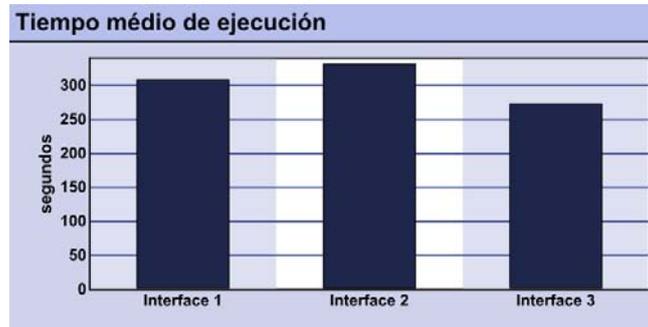


Figura 8: Número medio de errores cometidos por los usuarios

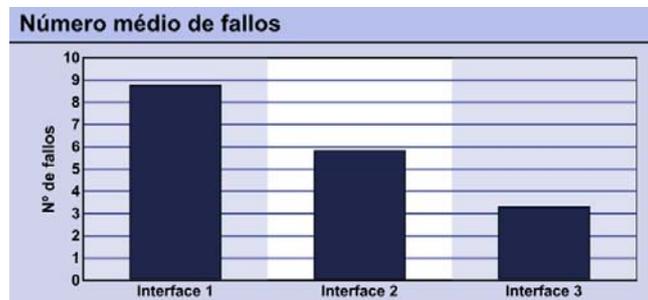


Figura 9: Grado de satisfacción de los usuarios

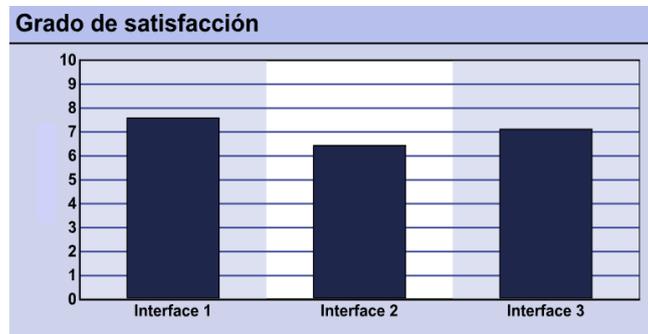
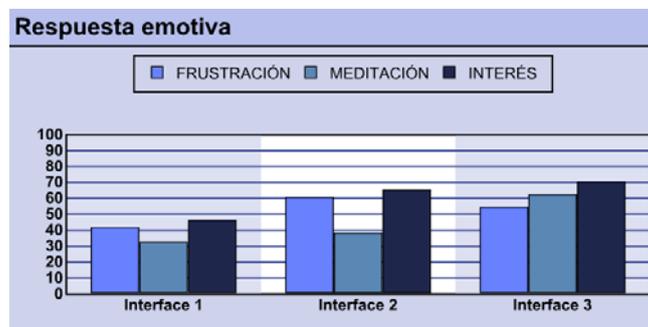


Figura 10: Respuesta emotiva de los usuarios



La respuesta emotiva del usuario ofrecida por el Emotiv Development Kit puede tomar valores entre 0 y 100 para cada una de las tres emociones medidas. El nivel de Frustración fue mayor para el Interface 2, experimentando esta emoción en menor medida en el Interface 1. El estado de Meditación requerido tuvo un nivel claramente superior en el empleo del Interface 3, mientras que el Interés mostrado hacia la tarea desarrollada fue similar y más elevado con los Interfaces 2 y 3 que con el Interface 1.

## 5. Discusión

Las tareas encomendadas fueron realizadas completamente por todos los usuarios en tiempos de ejecución similares para los tres Interfaces. En este sentido, fue el Interface 3 el más eficiente. La diferencia fundamental estribó en el empleo del teclado en pantalla. El uso del teclado virtual requería de una elevada precisión en la colocación del cursor sobre la letra deseada para, posteriormente activar la función click izquierdo del ratón. El Interface 1 requiere del desplazamiento de la cabeza del usuario una vez seleccionada la tecla, y el Interface 2 requiere de la realización de un gesto (parpadeo con el ojo izquierdo). Sin embargo, el Interface 3 no requiere de movimientos por parte del usuario, sino, únicamente del pensamiento de la acción correspondiente. Esta característica aumenta la precisión del Interface 3 en el uso del teclado, disminuyendo el tiempo de ejecución al disminuir los errores cometidos.

Por otra parte esto queda patente en el número de errores medio por Interface. Es el Interface 3 el que permite al usuario un menor número de equivocaciones puesto que no requiere de movimientos de la cabeza o gestos para activar la función correspondiente. La diferencia es significativa comparando los Interfaces 1 y 3. Con el segundo los usuarios cometieron prácticamente la mitad de errores que con el primero.

Aunque el empleo de las intenciones del usuario como forma de activar las funciones del ratón resultara en un Interface más eficiente (Interface 3), la satisfacción de los usuarios fue mayor respecto al Interface 1. El empleo del Interface 1 no requiere a penas entrenamiento en el manejo, y el nivel de concentración en la tarea necesario es menor. Esto queda reflejado en la Figura 10. Los niveles de frustración y meditación son mayores en los Interfaces que requieren de gestos o de la intención del usuario para su funcionamiento. Este mayor requerimiento de concentración e interés por la tarea puede condicionar la satisfacción del usuario con el empleo del interface.

## 5. Conclusiones

Los experimentos llevados a cabo han permitido validar el empleo del dispositivo ICC desarrollado como dispositivo para la interacción con equipos informáticos. Permiten la comunicación usuario-ordenador con un coste reducido frente a otras alternativas, con una postura corporal correcta y con una velocidad y eficiencias superior a otros tipos de dispositivos.

El empleo de este tipo de sistemas son alternativas viables al uso de otros periféricos diseñados para usuarios con discapacidad. Sin embargo, su facilidad y eficiencia de uso aún dista mucho del empleo del ratón convencional, por lo que su empleo como dispositivo alternativo a estos por usuarios sin discapacidad no es, hoy por hoy, viable.

## 6. Referencias

Donchin E., Spencer K.M. & Wijesinghe R (2000). The mental prosthesis: Assessing the Speed of a P300-Based Brain-Computer Interface. *IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering*, vol. 8, 174-179.

Li, K., Sankar, R. Arbel, Y. & Donchin E. (2009) P300 Based single trial independent component analysis on EEG signal. Foundations of augmented cognition. *Conference Proceedings of the International Conference of IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, 4035-4038.

McCulloch W.S. & Pitts, W. (1943). A logical calculus of idea's immanent in nervous activity. *Bulletin of Mathematical Biophysics*, vol 5, 115-133.

Mason, S.G. & Birch, G.E. (2003). A General framework for brain–computer interface design. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, vol. 11, 1, 70-85.

Nicolelis, M.A. & Chapin J.C. (2002). Controlling robots with the mind. *Scientific American*, vol. 287, 4, 46-53.

Principe, J.C., Euliano, N.R. & Lefebvre, W.C. (2000). Neural and adaptative systems: sundamentals throtough simulations. Nueva York: Wiley and Sons.

Richard, M. A. & Gentiletti, G. G. (2007). Plataforma experimental de interfaz cerebro computadora orientada al control de sillas de ruedas. En Müller-Karger, C., Wong, S. & Cruz, A. (Eds.) *IV Latin American Congress on Biomedical Engineering 2007, Bioengineering Solutions for Latin America Health* (págs 1127-1130). Berlin: Springer Berlin Heidelberg.

Rockstroh, E.T., Lutzenberger, B. & Birbaumer W (1980). Biofeedback of slow cortical potentials. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*. Vol 48, 293–301.

Vidal J. J. (1973). Toward direct brain–computer communication. *Annual Review of Biophysics and Bioengineering*, vol. 2, 1, 157–180.

**Correspondencia** (Para más información contacte con):

José Antonio Diego Más.  
Phone: 963877000 (Ext :85683)  
Fax: 963879869  
E-mail : jodiemas@dpi.upv.es