

**RETADIM**

Red Temática de Tecnología de  
Apoyo a la Discapacidad y Mayores

**Seminario**

# Técnicas de BCI y de Análisis de la Actividad Cerebral Asociada

---

**Grupo de Bioingeniería**

**Instituto de Automática Industrial- CSIC**



**Coordinación:**  
**Ramón Ceres Ruiz**  
**Luis J. Barrios Bravo**

**12 de Junio de 2008**

La necesidad de comunicación de la persona en el ámbito de sus relaciones sociales y la de interactuar con el exterior ha requerido la utilización de tecnologías muy diversas. En ese sentido los medios actuales son cada vez más potentes y permiten no solamente la mejora de los canales tradicionales (voz, escritura, actuaciones mecánicas directas) de modo local o por técnicas de teletransmisión, sino que se utilizan nuevas vías que están abriendo nuevos canales de interacción humana. Hoy el computador constituye un elemento extendido de intercambio de información a partir del cual podemos expresar ideas y sentimientos y realizar ciertas funciones personales. Así, con ayuda de configuraciones multimodales de elementos físicos tales como cámaras, sensores inerciales o simples electrodos, se consigue establecer comunicaciones mediante la interpretación de todo un conjunto de lo que podemos llamar bioexpresiones. Estas incluyen conjuntos establecidos de gestos, posturas o movimientos de ciertos órganos corporales, llegando incluso a la detección de intenciones mediante la medida de fuerzas asociadas a ciertas acciones bien por dispositivos externos o directamente a partir de los potenciales EMG de los distintos grupos musculares.

En todo este contexto, las técnicas de interacción cerebro-computador, BCI, suponen un avance importante por el vasto horizonte que todos esperamos que abran para la comunicación de personas con deficiencias muy severas para las que puede ser el único modo para establecer un enlace con el medio externo.

En la Red Temática RETADIM de Tecnologías de Apoyo a la Discapacidad y Mayores hemos considerado de gran interés celebrar esta jornada de encuentro entre investigadores y otros profesionales relacionados con este tema y con la discapacidad en general para presentar un buen número de trabajos destacados de universidades y centros que se desarrollan principalmente en España en este campo para revisar el estado del arte y las tendencias, facilitando el acercamiento entre grupos.

Las diferentes presentaciones, con los coloquios correspondientes, abordan aspectos de interés sobre las distintas técnicas de medida, los dispositivos de adquisición de señal y control y el procesamiento de la información generada por biopotenciales y otros parámetros fisiológicos tales como EEG, EOG, EMG, fMRI y MEG, que permiten analizar la actividad cerebral o identificar ciertos estados cognitivos. Igualmente se abordan las metodologías de trabajo y el aprovechamiento de los datos para la comunicación por estas vías de personas con el exterior, particularmente para el acceso al computador y para el control de dispositivos externos. En este aspecto se describen experiencias y aplicaciones de estos sistemas a la interacción hombre-máquina haciendo uso de ambientes inteligentes, de robots y de dispositivos específicos como son las prótesis y las sillas de ruedas en funciones de manipulación y movilidad, lo que presenta un interés especial para personas con discapacidad.

-----

La Red Temática RETADIM de Tecnologías de Apoyo a la Discapacidad y Mayores es una Acción Especial del Plan Nacional con Ref DPI2006-28363-E que desarrolla actividades de coordinación desde 2005 (<http://www.retadim.org/>), integrando a una treintena de grupos de investigación de universidades, centros y otras entidades que trabajan en los temas relacionados con el título.

Ramón Ceres Ruiz, Coordinador Red RETADIM, Junio de 2008

## PROGRAMA

| Hora  | Presentación   |  |
|-------|--|--|
| 8.45  | <b>Bienvenida y presentación de la Jornada</b><br>Ramón Ceres (IAI-CSIC), Coordinador de RETADIM   |  |
| 9.00  | <b>CONFERENCIA INVITADA</b><br><b>Interacción Cerebro-Robot</b><br>José del R. Millán, IDIAP Research Institute & Swiss Federal Institute of Technology Lausanne. Suiza  |  |
| 9.40  | Coloquio   |  |
| 9.50  | <b>Control de un brazo robot mediante señales EOG y EEG</b><br>Eduardo Iáñez, José M. Azorín, Eduardo Fernández<br>Universidad Miguel Hernández de Elche   |  |
| 10.20 | <i>Pausa-café</i>  |  |
| 10.45 | <b>Extracción y clasificación de características del EEG.</b><br><b>Inicios en la aplicación al BCI</b><br>Roberto Hornero, Rebeca Corralejo, Javier Temprano, Daniel Abásolo<br>Grupo de Ingeniería Biomédica - Universidad de Valladolid   |  |
| 11.15 | <b>Últimos avances en el desarrollo de una interfaz BCI para el guiado de una silla de ruedas</b><br>Jose Luis Martin. Dto de Electrónica. Universidad de Alcalá.  |  |
| 11.45 | <b>Enfoques multimodales en BCI. Resonancia Magnética Funcional,</b><br>Luis. J. Barrios. Grupo de Bioingeniería. Instituto de Automática Industrial – CSIC.<br><b>Conectividad funcional y discriminación de estados cerebrales,</b><br>Nazareth P. Castellanos. ETSIT Telecomunicación. Universidad Politécnica de Madrid. |  |
| 12.15 | <b>Aplicaciones de la Realidad Virtual en las técnicas de entrenamiento de una Interfaz Cerebro-Computadora y Sistema de Interacción Cerebral para discapacitados: Proyecto BRAINS</b><br>Ricardo Ron. Grupo DIANA. Universidad de Málaga  |  |
| 13.00 | <i>Comida (Comedor del instituto)</i>  |  |
| 14.30 | <b>Control de Robots con la Mente: desde el control de una silla de ruedas hasta la teleoperación remota de vehículos.</b><br>Javier Minguez. Universidad de Zaragoza  |  |
| 15.00 | <b>Mesa Redonda. Perspectivas y cooperación en BCI y consideraciones del usuario.</b> Moderador: L. J. Barrios (IAI-CSIC)<br>Presentación de Proyectos <i>TOBI</i> (J. Millán- IDIAP) y <i>TREMOR</i> (E. Rocon IAI-CSIC); M. Mazo (Univ. Alcalá) y A. Gil (Hosp. Nal Paraplégicos Toledo). Conclusiones.                    |  |
| 16.10 | <b>Reunión Red RETADIM</b>   |  |
| 16.30 | <b>Fin de la Jornada</b>   |  |

# Sesiones

---

# Interacción Cerebro-Robot<sup>1</sup>

José del R. Millán

*IDIAP Research Institute & Swiss Federal Institute of Technology Lausanne  
Centre du Parc. 1920 Martigny. Switzerland  
jose.millan@idiap.ch*

The idea of moving robots or prosthetic devices not by manual control but by mere “thinking” (i.e., the brain activity of human subjects) has fascinated researchers for the last 30 years, but it is only now that first experiments have shown the possibility to do so. How can brainwaves be used to directly control robots? Most of the hope for brain-controlled robots comes from invasive approaches that provide detailed single neuron activity recorded from microelectrodes implanted in the brain [1]. The motivation for these invasive approaches is that it has been widely shown that motor parameters related to hand and arm movements are encoded in a distributed and redundant way by ensembles of neurons in the motor system of the brain—motor, premotor and posterior parietal cortex. For humans, however, it is preferable to use non-invasive approaches to avoid health risks and the associated ethical concerns. Most non-invasive brain-computer interfaces (BCI) use electroencephalogram (EEG) signals; i.e., the electrical brain activity recorded from electrodes placed on the scalp. The main source of the EEG is the synchronous activity of thousands of cortical neurons. Thus, EEG signals suffer from a reduced spatial resolution and increased noise due to measurements on the scalp. As a consequence, current EEG-based brain-actuated devices are limited by a low channel capacity and are considered too slow for controlling rapid and complex sequences of robot movements. But, recently, we have shown for the first time that online analysis of EEG signals, if used in combination with advanced robotics and machine learning techniques, is sufficient for humans to continuously control a mobile robot [2] and a wheelchair [3]. In this article we will review our work on non-invasive brain-controlled robots and discuss some of the challenges ahead.

## 1. Spontaneous EEG and Asynchronous Operation

Non-invasive EEG-based BCIs can be classified as “evoked” or “spontaneous”. An evoked BCI exploits a strong characteristic of the EEG, the so-called evoked potential, which reflects the immediate automatic responses of the brain to some external stimuli. Examples of such evoked potentials are P300 and SSVEP. Evoked potentials are, in principle, easy to pick up with scalp electrodes. The necessity of external stimulation does, however, restrict the applicability of evoked potentials to a limited range of tasks. In my view, a more natural and suitable alternative for interaction is to analyze components associated with spontaneous “intentional” mental activity. This is particularly the case when controlling robotics devices. Like for driving a car, subjects’ attention *must* be focused on driving and *not* on external stimuli.

Spontaneous BCIs are based on the analysis of EEG phenomena associated with various aspects of brain function related to mental tasks performed by the subject at his/her own will. Possible mental tasks are imagination of limb movements (e.g., right or left hand) and cognitive operations (e.g., arithmetic or language). But for steering a wheelchair or a prosthesis, voluntary mental control is not enough. It is also necessary that subjects make self-paced decisions. In such asynchronous protocols the subject can deliver a mental command at any moment without waiting for external cues [2, 4], contrarily to a synchronous interaction where EEG is time-locked to externally paced cues. Only then it is possible to send the appropriate mental command at the right time to make the wheelchair turn and cross the desired doorway while it is moving continuously.

## 2. The Statistical Machine Learning Way

A critical issue for the development of a BCI is training—i.e., how users learn to operate the BCI. We, as other groups [5, 6], follow a mutual learning approach to facilitate and accelerate the user’s training

---

<sup>1</sup> This is a preliminary version of the article  
Millán, J. del R. (2008). Brain-controlled robots. *IEEE Intelligent Systems*, **23**: 74–76.

period. This means that the user and the BCI are coupled together and adapt to each other. In other words, we use machine learning approaches to discover the individual EEG patterns characterizing the mental tasks executed by the user while users learn to modulate their brainwaves so as to improve the recognition of the EEG patterns. We use statistical machine learning techniques at two levels, namely feature selection and training the classifier embedded into the BCI. In particular, the statistical classifier achieves error rates below 5% for 3 mental tasks, but correct recognition is 70%. In the remaining cases, the classifier doesn't respond, since it considers the EEG samples as uncertain. The incorporation of rejection criteria to avoid making risky decisions is an important concern in BCI. From a practical point of view, a low classification error is a critical performance criterion for a BCI; otherwise users can become frustrated and stop utilizing it. Furthermore, not executing probable wrong commands increases the theoretical bit rate of the BCI and improves the robot's trajectories—the subject will not need to correct wrong turns or bring back the wheelchair to the desired doorway.

### 3. A Blending of Intelligences

How is it possible to control a robot that has to make accurate turns at precise moments in time using signals that arrive at a rate of about one bit per second? The key element of our brain-actuated robots is to combine the subject's mental capabilities with the robot's intelligence. That is, the subject delivers a few high-level mental commands (e.g., "turn right at the next occasion") and the robot executes these commands autonomously using the readings of its on-board sensors. In other words, the EEG conveys the subject's intent and the robot performs it so as to generate smooth and safe trajectories.

This approach makes it possible to continuously control a mobile robot—emulating a motorized wheelchair—along non-trivial trajectories requiring fast and frequent switches between mental tasks [2]. Two human subjects learned in a few days to mentally drive the robot between rooms in a house-like environment visiting 3 or 4 rooms in the desired order. Furthermore, when later the subjects controlled manually the robot along the same trajectories, manual performance was only marginally better than mental performance.

More recently, we have extended this work to the mental control of both a simulated and a real wheelchair [3]. This has been done in the framework of the European project MAIA (<http://www.maia-project.org>) and in cooperation with the KU Leuven. In this case, we have incorporated shared control principles to blend the two intelligences [7]. Although our first brain-actuated robot had already some form of cooperative control, shared control is a more principled and flexible framework and provides users with a finer degree of control.

### 4. Challenges and Future Directions of Research

For brain-actuated robots, contrarily to augmented communication through BCI, fast decision-making is critical. In this sense, real-time control of brain-actuated devices, especially robots and neuroprostheses, is the most challenging application for BCI. Certainly, we would like to have a large number of mental commands, but I don't think this is the main priority because, as it has already been shown, three commands is enough to operate complex robotics systems provided they are endowed with shared control.

Delivering fast commands goes hand in hand with another challenge, namely a high robustness, which doesn't necessarily imply perfect accuracy. As discussed before, the critical issue is low errors. One of the main sources of errors is that brain signals are non-stationary and change naturally over time. A solution is online adaptation of the interface to the user to keep the BCI constantly tuned to its owner [8]. Another complementary solution is to exploit users' cognitive capabilities to detect errors directly from their EEG. Recent results have shown satisfactory single-trial recognition of error potentials that arises some milliseconds after users get aware of the erroneous responses of the BCI [9]. Thus, user's commands are executed only if no error is detected in this short time, what leads to significant improvement of the BCI performance. In addition, this new type of error potential provides performance feedback that, in combination with online adaptation, allows improving the BCI while it is being used.

Still, how can subjects deliver fast mental commands naturally? The key is asynchronous analysis of spontaneous EEG, but we will need to increase the speed of current BCI by exploring local components of brain activity with fast dynamics that subjects can consciously control. This challenge is, in a nutshell, *the BCI challenge*—the multidisciplinary cooperation of neuroscience, bioengineering and computer science.

### Acknowledgements

This work is supported by the Swiss National Science Foundation through the National Centre of Competence in Research on “Interactive Multimodal Information Management (IM2)” and also by the European IST Programme FET Project FP6-003758. This paper only reflects the authors’ views and funding agencies are not liable for any use that may be made of the information contained herein.

### References

- [1] J.M. Carmena, M.A. Lebedev, R.E. Crist, J.E. O’Doherty, D.M. Santucci, D.F. Dimitrov, P.G. Patil, C.S. Henriquez, and M.A.L. Nicolelis, “Learning to control a brain-machine interface for reaching and grasping by primates,” *PloS Biol*, vol. 1, pp. 193–208, 2003.
- [2] J.d.R. Millán, F. Renkens, J. Mouriño, and W. Gerstner, “Non-invasive brain-actuated control of a mobile robot by human EEG,” *IEEE Trans Biomed Eng*, vol. 51, pp. 1026–1033, 2004.
- [3] Galán, F., Nuttin, M., Lew, E., Ferrez, P.W., Vanacker, G., Philips, J., and Millán, J. del R. (2008). A brain-actuated wheelchair: Asynchronous and non-invasive brain-computer interfaces for continuous control of robots. *Clin Neurophysiol*, to appear.
- [4] J.d.R. Millán, “Adaptive brain interfaces,” *Comm. ACM*, vol. 46, pp. 74–80, 2003.
- [5] B. Blankertz, G. Dornhege, S. Lemm, M. Krauledat, G. Curio, and K.-R. Müller, “The Berlin brain-computer interface: Machine learning based detection of user specific brain states,” *J Universal Computer Sci*, vol. 12, pp. 581–607, 2006.
- [6] G. Pfurtscheller, and C. Neuper, “Motor imagery and direct brain-computer communication,” *Proc. IEEE*, vol. 89, pp. 1123–1134, 2001.
- [7] D. Vanhooydonck, E. Demeester, M. Nuttin, and H. Van Brussel, “Shared control for intelligent wheelchairs: An implicit estimation of the user intention,” In *Proc. 1st Int Workshop on Advances in Service Robotics*, pp. 176–182, 2003.
- [8] J.d.R. Millán, et al. “Adaptation in brain-computer interfaces,” In G. Dornhege, J.d.R. Millán, T. Hinterberger, D.J. McFarland, and K.R. Müller (eds.) *Towards Brain-Computer Interfacing*. Cambridge, MIT Press, 2007.
- [9] P.W. Ferrez and J.d.R. Millán, “Error-related EEG potentials generated during simulated brain-computer interaction,” *IEEE Trans Biomedical Eng*, vol. 55, pp. 923–929, 2008.

## Control de un brazo robot mediante señales EOG y EEG

Eduardo Iáñez, José María Azorín, Eduardo Fernández\*

*Virtual Reality & Robotics Lab, \*Instituto de Bioingeniería  
Universidad Miguel Hernández de Elche  
eduardo.ianez@gmail.com, jm.azorin@umh.es, e.fernandez@umh.es*

### Resumen

#### Introducción

Se van a describir dos técnicas que permitirán que personas con un alto grado de discapacidad puedan controlar un robot para ayudarles a realizar tareas en su vida diaria. Estas técnicas se basan en el uso de señales electrooculográficas (EOG) y en el uso de señales electroencefalográficas (EEG).

En la actualidad existen numerosos sistemas de ayuda para personas con discapacidad, destinados a conseguir una mejor movilidad de la persona afectada o facilitarles el acceso a la información. Una de estas interfaces son las basadas en los movimientos de los ojos, para ello existen diferentes alternativas que pueden utilizarse para interaccionar o controlar dispositivos, como el uso de una cámara que visualice los ojos y detecte su movimiento. La alternativa que se ha considerado se basa en utilizar la electrooculografía (EOG).

La electrooculografía (EOG) se basa en detectar el movimiento de los ojos midiendo, mediante electrodos, la diferencia de potencial entre la cornea y la retina. En condiciones normales, la retina tiene un potencial bioeléctrico de carácter negativo respecto a la córnea. Por ello, los giros del globo ocular provocan cambios en la dirección del vector correspondiente a este dipolo eléctrico.

Otra técnica en la que se está trabajando, y que también permitirá que personas con un alto grado de discapacidad puedan controlar un brazo robot para ayudarles en su vida diaria, es utilizar señales electroencefalográficas (EEG). Actualmente se trabaja en registrar la actividad rítmica mediante dichas señales para obtener pensamientos espontáneos de la persona, con la finalidad de que, tras realizar un entrenamiento previo, pueda controlarse el brazo robot.

#### Sistema de adquisición de señales EOG/EEG

El sistema de adquisición es común para ambas técnicas. En este apartado se describirá la arquitectura hardware: electrodos, amplificación, filtrado, muestreo y digitalización de las señales; y el software necesario para obtener en el ordenador las señales capturadas tanto en tiempo real, como para su almacenamiento y posterior procesado. Por último se describirá el robot que es controlado.

Para la adquisición se utilizan electrodos de cloruro de plata y un gel conductor para mejorar la calidad de la señal reduciendo la impedancia. Como sistema de amplificación y filtrado se dispone del dispositivo Nicolet Viking IV D, que dispone de 4 amplificadores y dos filtros paso alto y paso bajo (ambos 12 dB/década) seleccionables a distintas frecuencias. El dispositivo ofrece las señales de salida mediante cable coaxial, uno por canal.

Para adquirir la señal en el computador se utiliza una tarjeta de adquisición de National Instruments NI PCI-6023E. Esta tarjeta muestreará y digitalizará la señal proveniente de los amplificadores. Para conectar la salida en cable coaxial de los amplificadores a la tarjeta PCI-6023E es necesario el bloque conector BNC-2110, que dispone de 8 canales analógicos con conexión coaxial y un cable SH68-68-EP que une dicho bloque con la tarjeta ubicada en el ordenador. El software utilizado tanto para capturar la señal como para su posterior procesamiento es Matlab. Para la adquisición mediante la tarjeta PCI-6023E se utiliza el *Data Acquisition Toolbox* de Matlab.

El brazo robot que es controlado utilizando la interfaz es un robot FANUC LR Mate 200iB. El robot dispone de 6 grados de libertad y puede cargar en su extremo hasta 5 Kg. En el extremo del robot se ha colocado una cámara. Por otra parte, en el entorno donde se encuentra el robot, se utiliza otra cámara para visualizar su movimiento durante los experimentos.

El robot tiene dos modos de funcionamiento que le permiten moverse en coordenadas esféricas o cartesianas. De este modo, el robot puede moverse por un plano determinado y delimitado por seguridad o en coordenadas esféricas utilizando dos de sus ejes (también delimitado el rango de movimientos por seguridad en los experimentos). Para controlar el robot FANUC LR Mate 200iB se ha utilizado un software en C++ compuesto de un sistema servidor/cliente que se comunican mediante el protocolo RPC (Remote Procedure Call).

### **Control de un brazo robot mediante EOG**

En primer lugar, para medir las señales EOG se utilizan dos canales, uno para medir el movimiento vertical y otro para el movimiento horizontal, y una tierra común de referencia situada en la frente. A continuación, para detectar los movimientos oculares, se realiza el procesamiento software sobre la señal. Dicho procesamiento se centra en detectar los cambios bruscos de amplitud en las señales cuando se realizan movimientos oculares. Para ello, mediante la derivada, se puede detectar cuando suceden dichos cambios y si estos han sido positivos o negativos. Seleccionando un umbral adecuado para eliminar el ruido y pequeñas variaciones indeseadas se puede determinar cuándo se ha realizado un movimiento ocular y en qué dirección.

Una vez que se han detectado los movimientos oculares, para el control del robot se utiliza una máquina de estados. En función del movimiento detectado y según el estado actual, ésta se encargará de enviar al robot el comando pertinente en cada intervalo de tiempo.

### **Primeras aproximaciones al control de un brazo robot mediante EEG**

Se están realizando algunos experimentos preliminares para controlar el robot utilizando señales EEG. Para ello se colocan los electrodos en las cercanías del área motora del cerebro (cortex motor). Inicialmente se pretende diferenciar entre un estado de reposo y pensamientos motores, tales como mover los brazos, manos, piernas, etc.

Para extraer las características más importantes de las señales EEG se está realizando el procesamiento en el dominio frecuencial, obteniendo el espectro entre los 0 y los 32 Hz, con la finalidad de observar las variaciones de actividad rítmica. Asimismo se ha comenzado a estudiar el uso de la transformada Wavelet por su mejora tiempo-frecuencia.

Una vez extraídas las características de la señal, es necesario realizar una clasificación de éstas para poder determinar en qué estado se está pensando. Como clasificador se está utilizando una red neuronal de tipo perceptrón multicapa. Se ha comenzado a estudiar también el uso de redes neuronales autoorganizativas SOM (Self Organizing Maps) y LVQ (Learning Vector Quantization).

## Extracción de Características y Clasificación del Electroencefalograma (EEG). Inicios en la Aplicación al BCI

Roberto Hornero, Rebeca Corralejo, Javier Temprano, Daniel Abásolo

Grupo de Ingeniería Biomédica, Universidad de Valladolid  
E.T.S. Ingenieros de Telecomunicación, Camino del Cementerio s/n, 47011 – Valladolid  
Teléfono: 983185570 Fax: 983423667  
e-mail: robhor@tel.uva.es  
http://www.gib.tel.uva.es

### Resumen

#### 1. Introducción

El Grupo de Ingeniería Biomédica (GIB, [www.gib.tel.uva.es](http://www.gib.tel.uva.es)) es un grupo multidisciplinar de investigación reconocido por la Universidad de Valladolid. Está formado principalmente por Ingenieros de Telecomunicación y Médicos de diferentes especialidades (neurofisiología, psiquiatría, neumología y oftalmología), que trabajan conjuntamente en varias líneas de investigación.

El GIB tiene una amplia experiencia en el análisis de señales de electroencefalogramas (EEG) y magnetoencefalogramas (MEG) para la ayuda en el diagnóstico de diferentes patologías: enfermedad de Alzheimer, esquizofrenia, Parkinson, epilepsias, etc. Aprovechando la experiencia del grupo en el análisis de estas señales biomédicas, se está abriendo una nueva línea de investigación sobre los sistemas BCI (*Brain Computer Interface*) basado en el EEG.

La motivación en la investigación de los sistemas BCI está orientada, principalmente, a beneficiar a las personas discapacitadas y a mejorar los servicios prestados por sus cuidadores. Dadas las limitaciones de los usuarios potenciales de este tipo de sistemas, el GIB trabaja en el desarrollo de una aplicación que les permita controlar el entorno mejorando así su calidad de vida. De esta forma, nuestro sistema BCI pretende controlar una aplicación domótica para operar sobre luces, puertas, persianas, volumen del televisor, etc.

El objetivo de este estudio es analizar las señales del conjunto de datos III de la competición BCI 2003 y comparar el método ganador con distintas técnicas de extracción y clasificación de características.

#### 2. Señales: competición BCI

La señales de partida con las que trabaja el GIB son las proporcionadas por el Instituto de Ingeniería Biomédica de la Universidad Tecnológica de Graz para la Competición BCI 2003 (Data Set III). Dichas señales describen la actividad cerebral realizada al controlar el movimiento de una barra horizontal mediante la imaginación de movimientos de la mano derecha e izquierda. El Data Set III contiene el registro de 3 canales bipolares ( $C_3$ ,  $C_2$  y  $C_4$ ) para 140 intentos de entrenamiento (etiquetados) y 140 de test. El objetivo de la competición para este Data Set es proporcionar un valor continuo de salida cuyo signo indique la clase y cuya magnitud la bondad del clasificador.

#### 3. Extracción de características

El método ganador de la competición BCI 2003 emplea para la extracción una *wavelet* de Morlet compleja y el clasificador de Bayes junto con un algoritmo de combinación temporal para la clasificación. En este estudio se ha implementado el método ganador así como otros cinco métodos de extracción de características que se detallan a continuación. La clasificación se ha basado en el algoritmo de clasificación ganador de la competición.

Wavelet Morlet compleja (método ganador). Tiene como parámetros  $f$  y  $\omega_0$ . Emplea la amplitud instantánea de la transformada *wavelet* continua de la señal de EEG de los canales  $C_3$  y  $C_4$  calculada mediante dos *wavelets* de Morlet diferentes, una para la banda  $\mu$  ( $f = 10$  Hz,  $\omega_0 = 10$ ) y otra para la banda  $\beta$  ( $f = 22$  Hz,  $\omega_0 = 6$ ).

Características espectrales a partir de la FFT. Se prueban tres grupos de características obtenidos a partir de la densidad espectral de potencia (PSD) de las señales de los canales  $C_3$  y  $C_4$ . El primer grupo está formado por los momentos espectrales de primer y segundo orden. El segundo grupo se forma con las potencias en las bandas  $\mu$  (8-12 Hz) y  $\beta$  (16-24 Hz). Por último, en el tercer grupo de características se emplean conjuntamente los momentos y las potencias.

Transformada Wavelet Continua (CWT). Se calcula para las señales de  $C_3$  y  $C_4$  mediante dos *wavelets*, una en la banda  $\mu$  en torno a 10 Hz y otra en la banda  $\beta$  en torno a 22 Hz y se toma como característica la amplitud instantánea de la CWT. Se emplean varios tipos de *wavelets* madre y se varían sus parámetros. Las *wavelets* estudiadas son: Morlet compleja, sombrero mexicano, *complex frequency B-spline*, Shannon compleja, *symlets* y Daubechies.

Transformada Wavelet Discreta (DWT). Descomposición de la señal en tres niveles obteniéndose diferentes bandas de frecuencia para las señales de los canales  $C_3$  y  $C_4$ . Se identifica en qué bandas se encuentran los ritmos  $\mu$  y  $\beta$  y se emplean los coeficientes correspondientes a dichas bandas como vector de características. Los tipos de *wavelets* empleadas son: Daubechies, *symlets*, *coiflets*, Meyer discreta, biortogonales y biortogonales inversas.

Modelos autorregresivos (AR). Son modelos paramétricos que describen la muestra actual como una combinación de las  $p$  muestras anteriores más un término de error. Cuando los coeficientes varían con el tiempo se habla de modelos AR adaptativos. Las características utilizadas serán los  $p$  coeficientes obtenidos para cada canal ( $C_3$  y  $C_4$ ), en total  $2p$  características.

Filtro adaptado. Obtención de un modelo parametrizado del ritmo  $\mu$ , a partir del ritmo característico presente en las señales y de su espectro. Como característica se emplea la raíz cuadrada del máximo valor de la convolución circular de la plantilla con la señal EEG de los canales  $C_3$  y  $C_4$ .

En la Tabla 1 se compara el mejor resultado obtenido por cada uno de estos métodos con el resultado obtenido por los ganadores de la competición, resaltando en negrita los mejores resultados.

|                    | Ganador competición | Parám. Espectrales (potencias) | CWT (Morlet: cmor3-1) | DWT (Daubechies: db10) | Modelos AR/AAR (Burg, orden=3) | Filtro adaptado |
|--------------------|---------------------|--------------------------------|-----------------------|------------------------|--------------------------------|-----------------|
| Máx. MI (bit)      | 0.61                | <b>0.66</b>                    | 0.62                  | 0.56                   | 0.62                           | 0.65            |
| Mín. ERR (%)       | 10.71               | 10.71                          | <b>10.00</b>          | 13.57                  | 11.43                          | 12.14           |
| Tiempo clasif. (s) | 7.59                | <b>7.31</b>                    | 8.08                  | 8.47                   | 8.99                           | 7.55            |

TABLA 1. COMPARACIÓN DE LOS ALGORITMOS DE EXTRACCIÓN DE CARACTERÍSTICAS

#### 4. Clasificación de características

En cuanto al estudio de los clasificadores para sistemas BCI, el GIB se basa en las características *wavelet* extraídas por el método ganador de la competición. De esta forma, en primer lugar se implementa el clasificador de Bayes utilizado en dicho método y, posteriormente, se evalúan los métodos  $k$ -vecinos más cercanos, regresión logística, redes neuronales y modelos de mezclas gaussianas. Además, la clasificación mediante los métodos enumerados se completa con la combinación temporal mediante potencias discriminatorias, basadas en la aproximación del límite de Chernoff del error de Bayes realizada por el método ganador.

Clasificador de Bayes (método ganador). Asume que las características de entrada siguen una distribución gaussiana 4D para cada una de las clases y en cada instante de tiempo.

$K$ -vecinos más cercanos ( $k$ -NN). Se asigna la muestra  $x$  a la clase y si la mayoría de los  $k$  vecinos más próximos pertenecen a dicha clase. Para cada instante de tiempo se calcula la distancia euclídea del vector de entrada con los datos del conjunto de entrenamiento y se varía el número de vecinos  $k$  para encontrar el óptimo.

Regresión logística. Realiza la transformación no lineal, mediante la función *logistic*, de la suma lineal de las variables de entrada para mapear el intervalo de entrada en el intervalo (0,1). Con el conjunto de entrenamiento se obtienen los pesos  $w$  del clasificador para cada instante de tiempo. A continuación, se mapea el conjunto de test según dichos pesos.

Redes neuronales - Perceptrón multicapa (MLP). Se emplea una red MLP con 2 capas de pesos adaptativos y se varía el número de nodos de la capa oculta entre 2 y 20 para encontrar el óptimo. La función de activación de la capa de salida es *logistic* y de la capa oculta *tanh*. Se entrena la red en cada instante de tiempo para obtener un vector de pesos  $w$  para cada muestra.

Redes neuronales – Funciones base radial (RBF). Se implementa una red RBF con funciones base gaussianas y se varía el número de dichas funciones entre 2 y 20 para encontrar el óptimo. En la fase de entrenamiento se calculan, para cada instante de tiempo, tanto los pesos de la capa de salida como los centros y anchuras de las funciones base.

Modelo de mezclas gaussianas (GMM). Modelado de la función de densidad de probabilidad de cada clase como una combinación lineal de densidades componente de tipo gaussiano, variando el número de gaussianas de cada clase de 2 a 5 para hallar el óptimo. Se calculan los distintos parámetros en segmentos temporales de 0.5 s y solapados 0.25 s, y se realiza la media aritmética de estos valores en los intervalos solapados para obtener un valor único.

En la Tabla 2 se comparan los resultados obtenidos por los distintos clasificadores con los resultados de partida del método ganador.

|                    | Ganador competición | K-NN (k=76) | Regresión logística | MLP (5 nodos capa oculta) | RBF (9 nodos capa oculta) | GMM (g1=3,g2=2) |
|--------------------|---------------------|-------------|---------------------|---------------------------|---------------------------|-----------------|
| Máx. MI (bit)      | 0.61                | 0.60        | 0.63                | <b>0.65</b>               | 0.64                      | 0.59            |
| Min. ERR (%)       | 10.71               | 12.86       | 10.00               | 10.29                     | <b>8.57</b>               | 12.79           |
| Tiempo clasif. (s) | 7.59                | 7.55        | 7.64                | 7.59                      | 7.55                      | <b>7.45</b>     |

TABLA 2. COMPARACIÓN DE LOS ALGORITMOS DE CLASIFICACIÓN DE CARACTERÍSTICAS

## 5. Conclusiones y futuros estudios

El criterio elegido para evaluar los diferentes métodos propuestos es el máximo de la información mutua (MI), ya que tiene en cuenta el signo de la salida del clasificador (clase estimada) y también la probabilidad de que dicha clase sea la correcta. Según este criterio los métodos óptimos son el cálculo de potencias en las bandas  $\mu$  y  $\beta$  para la extracción de características, y una red MLP con cinco nodos en la capa oculta para la clasificación.

Como líneas futuras el GIB pretende realizar una comparación cruzada de los distintos métodos de extracción con los métodos de clasificación especificados. Además, resulta interesante realizar un recorte de *outliers* como paso previo a la clasificación. Por otro lado, el GIB pretende implementar los distintos algoritmos en un sistema BCI real, gracias al equipo proporcionado por Telefónica I+D. Como aplicación se pretende desarrollar un sistema domótico para la realización de actividades cotidianas (control de puertas, ventanas, persianas, luces, etc.). Dicha aplicación se podrá incorporar al sistema domótico real disponible en las instalaciones de Telefónica I+D.

## Últimos avances en el desarrollo de una interfaz BCI para el guiado de una silla de ruedas

José L. Martín S., Manuel Mazo Q., Luciano Boquete V., Sira E. Palazuelos C.

*Dpto. Electrónica, Universidad de Alcalá  
Edif. Politécnico, Campus Universitario s/n, 28871 Alcalá de Henares, Madrid.  
{jlmartin, mazo, luciano, sira}@depeca.uah.es*

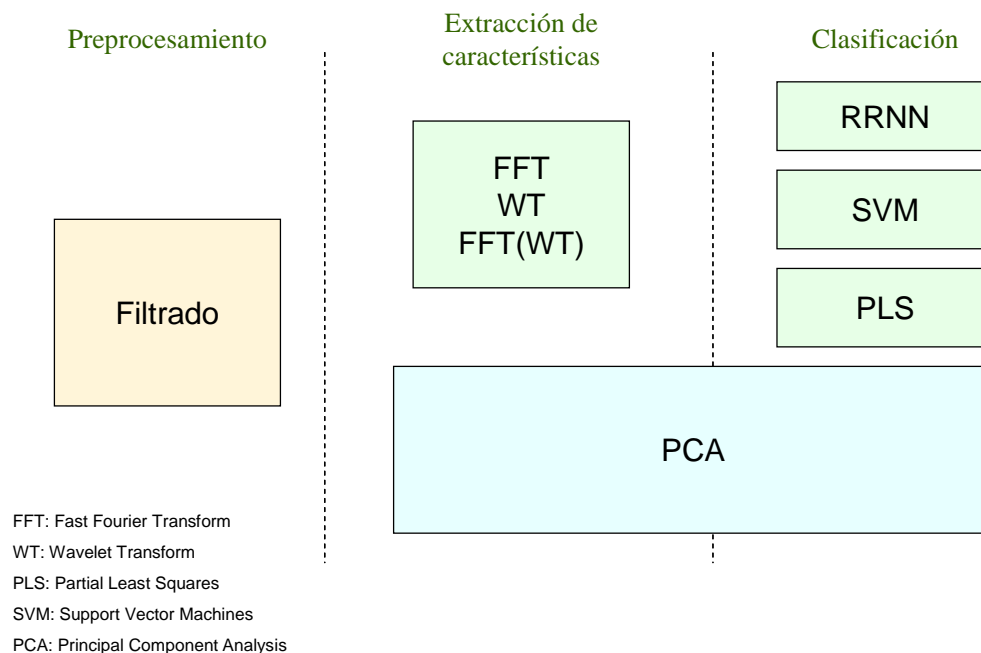
### Resumen

El Departamento de Electrónica de la Universidad de Alcalá ha venido investigando en los últimos años distintos algoritmos de preprocesado, extracción de características y clasificación de señales electroencefalográficas con el fin de terminar desarrollando un interfaz cerebro computadora (BCI, por sus siglas en inglés) que permita el control de una silla de ruedas.

A lo largo de estos años, los esfuerzos de investigación se han centrado en desarrollar una interfaz con las siguientes características:

- No invasiva e independiente.
- Síncrona.
- Basada en las oscilaciones que aparecen en las ondas cerebrales al imaginar distintas tareas mentales.
- Minimizando el número de electrodos utilizados.

En este tiempo se han estudiado distintas arquitecturas basadas, inicialmente, en la transformada wavelet como método de extracción de parámetros y en las redes neuronales como método de clasificación. Tal y como se muestra en la Figura 1, posteriormente, se han ido desarrollando mejoras que han involucrado la inclusión y estudio detallado de otros algoritmos como PCA (Principal Component Analysis), SVM (Support Vector Machines) o PLS (Partial Least Squares).



**Figura 1** Arquitecturas estudiadas

Cada arquitectura ha sido evaluada con las señales electroencefalográficas de 15 usuarios. Las señales de tres de ellos fueron tomadas en el Laboratorio de Brain Computer Interfaces en Graz, y publicadas para uno de los concursos relacionados con este tipo de interfaces que se han llevado a cabo en los últimos años, y el resto fueron registradas en uno de los laboratorios de investigación del Departamento de Electrónica de la Universidad de Alcalá.

Las arquitecturas propuestas se evaluaron estudiando distintas posibilidades y parametrizaciones como se muestra en el ejemplo de la Figura 2

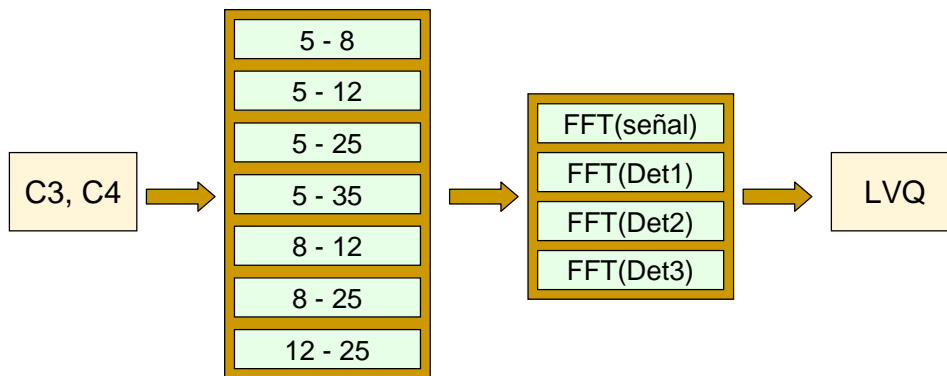


Figura 2 Ejemplo de evaluación de una de las arquitecturas propuestas

Los resultados obtenidos han permitido extraer interesantes conclusiones sobre el uso de las distintas familias wavelet como método de extracción de características, sobre las ventajas y desventajas de la utilización de distintos tipos de redes neuronales y sobre las mejoras producidas por la introducción de las máquinas de vector soporte como método de clasificación.

En las siguientes tablas se muestran algunos resultados obtenidos para distintas arquitecturas.

Tabla 1 FFT(WT) con SVM sujeto A06

| Sujeto | Sesión | % Bien      |
|--------|--------|-------------|
| A06    | 1      | 76.67 73.33 |
|        | 2      | 80.00 75.00 |
|        | 3      | 86.67 73.33 |
|        | 4      | 76.67 71.67 |
|        | 5      | 81.67 75.00 |
|        | 6      | 81.67 75.00 |

Tabla 2 FFT(WT) con LVQ sujeto A06

| Sujeto | Sesión | % Bien      |
|--------|--------|-------------|
| A06    | 1      | 71.67 70.00 |
|        | 2      | 73.33 65.00 |
|        | 3      | 81.67 76.67 |
|        | 4      | 73.33 65.00 |
|        | 5      | 71.67       |
|        | 6      | 75.00 71.67 |

Tabla 3 FFT(WT) con SVM sujeto A09

| Sujeto | Sesión | % Bien      |
|--------|--------|-------------|
| A09    | 1      | 86.67 83.33 |
|        | 2      | 91.67       |

Tabla 4 FFT(WT) con LVQ sujeto A09

| Sujeto | Sesión | % Bien |
|--------|--------|--------|
| A09    | 1      | 81.67  |
|        | 2      | 86.67  |

Tabla 5 FFT(WT) con SVM sujeto A11

| Sujeto | Sesión | % Bien      |
|--------|--------|-------------|
| A11    | 1      | 85.00 83.33 |
|        | 2      | 91.67 83.33 |

Tabla 6 FFT(WT) con LVQ sujeto A11

| Sujeto | Sesión | % Bien      |
|--------|--------|-------------|
| A11    | 1      | 80.00       |
|        | 2      | 83.33 81.67 |

Tablas comparativas de resultados con distintas arquitecturas para los sujetos A06, A09 y A11.

## Enfoques multimodales en BCI. Resonancia Magnética Funcional

JL Pons, L Bueno, E Rocón, MD del Castillo, JI Serrano, L Calderón, A Forner, AF Ruiz, LJ Barrios

*Grupo de Bioingeniería (CSIC)*  
*Ctra. de Campo Real Km. 0,2*  
*28500 Arganda del Rey - Madrid - SPAIN*  
{jlpons, erocon, lola, nachosm, leopoldo, aforner, afruiz, lbarrios}@iai.csic.es

### Resumen

A pesar de los avances conseguidos en el desarrollo de BCIs, los interfaces actuales presentan todavía limitaciones que impiden su uso generalizado. En un esfuerzo por comprender y superar dichas limitaciones, el Grupo de Bioingeniería del CSIC (GBio) ha adoptado estrategias multimodales para el desarrollo y aplicación de BCIs basados en electroencefalografía (EEG).

Los proyectos en los que el GBio sigue estas estrategias son los siguientes:

- “Integración de Resonancia Magnética y Electroencefalografía. Aplicación al fundamento y uso de Interfaces Cerebro Computador por discapacitados” (IMAGE). Proyecto financiado por el Plan Nacional de I+D+i.

El primer objetivo de este proyecto es desarrollar métodos para la integración de las modalidades electroencefalográfica, anatómica y funcional de neuroimagen. A continuación, estos métodos se emplean para comprender mejor la interrelación electrofisiológica y hemodinámica-funcional del cerebro humano, y para profundizar en los principios de funcionamiento del interfaz cerebro computador basado en electroencefalografía. En particular, esperamos que la MRI sea útil en: evaluación de pacientes, selección preliminar de las áreas de actividad cortical de especial interés, investigación de los mecanismos de aprendizaje y control de un BCI, y análisis del impacto de factores como motivación, intención, frustración, y cansancio en la señal de EEG. Finalmente, se derivarn especificaciones y nuevos procedimientos de entrenamiento y uso de estos interfaces por discapacitados con severo deterioro neuromotor.

- “An ambulatory BCI-driven tremor suppression system based on functional electrical stimulation” (TREMOR). Project funded by the European Commission.

La motivación que subyace en este proyecto es la siguiente: si un adecuado control motor mediante el BCI sigue siendo un importante reto, posiblemente se un objetivo más alcanzable la posibilidad de combinar señales de EEG con otras de distinta naturaleza para minimizar perturbaciones (p. e., temblor esencia, diskinesia) en los movimientos deseados. En este sentido, algunos hallazgos han sido ya dados a conocer: se ha verificado que, por ejemplo, el temblor muscular puede ser predicho a nivel cortical en el lado contra-lateral., con retrasos de algunas decenas de milisegundos. Estos hechos sientan las bases para la integración de información fiable y puntual del comienzo del temblor a nivel periférico, mediante la adquisición de señales de EEG en combinación con otras señales adquiridas a este mismo nivel.

## Conectividad funcional y Discriminación de estados cerebrales

Nazareth P. Castellanos

*ETSIT Telecomunicación.*  
*Universidad Politécnica de Madrid*  
*Ciudad Universitario s/n, 28040*  
[nazareth@pluri.ucm.es](mailto:nazareth@pluri.ucm.es)

### Resumen

La gran habilidad del sistema nervioso para realizar una tarea tan compleja como la percepción requiere de la cooperación de diferentes estructuras que procesen la información sensorial proveniente de un gran número de fuentes, tanto internas como externas. En la década de los 80 y apoyándose en evidencias experimentales y teóricas, surge el concepto de conectividad funcional entre sistemas neuronales como proceso que subyace al procesamiento de la información.

Las señales electroencefalográficas (EEGs) han sido extensamente empleadas para catalogar estados cognitivos a partir de las propiedades espectrales de la señal, y cada vez son más frecuentes los estudios que se centran en la determinación de la cooperación funcional entre las áreas corticales, la conectividad funcional entre las señales EEG registradas.

Apoyándonos en los métodos matemáticos desarrollados en el dominio de frecuencia, recurrimos a la identificación y clasificación de los circuitos como una herramienta que nos permite abarcar entre otros el problema de clasificación de estados cerebrales. El patrón de conectividad funcional cortico-cortical obtenido a partir de los registros de EEGs nos permite centrarnos en la posibilidad de distinguir los estados cerebrales de personas con daño cerebral. Para ello es necesario implementar un análisis capaz de agrupar y extraer las características que definen y discriminan cada estado. En este tipo de datos es de primordial importancia el pre-procesamiento de la señal ya que los EEG están inevitablemente contaminados por artefactos debidos, entre otras fuentes, al parpadeo o movimientos oculares de los sujetos. Las consecuencias que puedan derivarse de una incorrecta eliminación de los artefactos podrían alterar drásticamente el análisis posterior y conducir a conclusiones erróneas. En la literatura se ha destacado la corrosión que sufre la señal al aplicar los métodos más convencionales, sin embargo no se ha cuantificado el daño que podría causar sobre las propiedades espectrales y de conectividad en los EEG. Ante un deficiente rendimiento de una de las técnicas más empleadas, basada en el análisis de componentes independientes, proponemos un nuevo método que subsane los errores del anterior y proporcione una señal fiable para el análisis de conectividad.

Una vez eliminados los artefactos se puede proceder de forma fiable a la determinación de los circuitos cortico-corticales a partir de los EEGs. Contamos con una base de sujetos control y pacientes que han sufrido algún tipo de daño cerebral, a partir de los cuales pretendemos estudiar las características discriminantes en el circuito entre ambas poblaciones. Es decir, una vez hallados los circuitos para la población de sujetos control y de pacientes es necesario aplicar alguna medida capaz de evidenciar las diferencias entre ambas poblaciones. La medida propuesta es el Análisis Discriminante Lineal (LDA) por ser una herramienta de agrupamiento.

## **Aplicaciones de la Realidad Virtual en las técnicas de entrenamiento de una Interfaz Cerebro-Computadora y Sistema de Interacción Cerebral para discapacitados: Proyecto BRAINS**

Ricardo Ron Angevin

*Grupo DIANA, Universidad de Málaga*

*Dpto. Tecnología Electrónica, E.T.S.I. Telecomunicación, Campus de Teatinos, CP 29071, Málaga  
rra@dte.uma.es*

### **Resumen**

Una interfaz cerebro-computadora o BCI (*Brain-Computer Interface*), se basa principalmente en el análisis de las señales electroencefalográficas (señales EEG) captadas durante algún tipo de actividad mental con la finalidad de controlar un componente externo. Sus prestaciones dependerán en gran medida de la capacidad que tenga un sujeto para controlar sus patrones EEG, siendo necesario un adecuado entrenamiento que en algunos casos puede llegar a extenderse en el tiempo, y resultando imprescindible proporcionar algún tipo de retroalimentación (*feedback*) que le permita conocer su evolución.

El entrenamiento requerido para manejar una interfaz cerebro-computadora exige un esfuerzo considerable por parte del sujeto. La concentración, frustración, cansancio, distracción, motivación, son algunos de los factores que pueden afectar a la capacidad de éste para controlar sus señales EEG y no son tenidos en cuenta a la hora de establecer un protocolo de entrenamiento que garantice un aprendizaje más eficaz.

Si bien existen muchos parámetros a considerar a la hora de establecer un adecuado protocolo de entrenamiento, sin lugar a duda, uno de los que más repercusión puede tener sobre el sujeto es el tipo de feedback proporcionado. Tradicionalmente, el feedback suele basarse en simples representaciones tales como el desplazamiento de un cursor o el desplazamiento de una barra, y dada la duración del entrenamiento en sistemas BCI, este tipo de feedback puede terminar siendo cansino. Para hacer el aprendizaje más efectivo y reducir el tiempo necesario para este fin, es importante mantener un cierto nivel de atención por parte del sujeto, proporcionándole un feedback que le mantenga motivado en su tarea de controlar sus señales EEG.

Para evaluar los resultados y sacar conclusiones sobre cualquier propuesta relacionada con técnicas de entrenamiento, no se pueden realizar las pruebas exclusivamente sobre sujetos experimentados, ni considerar como único parámetro los porcentajes de éxito y fracaso en la clasificación de los estados mentales; siendo muy importante realizar medidas objetivas y subjetivas, basadas en el registro de otras señales psicofisiológicas, tests de atención y cuestionarios que permitan al sujeto transmitir sus propias impresiones.

En esta primera parte de la presentación se muestra el estudio realizado por el grupo DIANA sobre las posibles consecuencias de utilizar un feedback basado en técnicas de realidad virtual en el entrenamiento de los sistemas BCI. La realidad virtual permite combinar representación 3D, sonido y aislamiento, pudiendo conseguir una interacción más natural, aislar al sujeto de distracciones y, por lo tanto, un efecto más inmersivo y motivante.

Para realizar dicho estudio y poder validarlo, ha sido necesario comparar los resultados obtenidos al emplear estas técnicas con aquellos obtenidos a través de un sistema BCI de referencia basado en un feedback convencional como la extensión de una barra horizontal. Los resultados obtenidos muestran un comportamiento distinto en la respuesta de los sujetos sometidos a un feedback basado en técnicas de realidad virtual, logrando un mejor control de las señales EEG, en especial durante el periodo del feedback. Parece que el uso de una interfaz que resulte más familiar y más atractiva a los sujetos permite lograr una mayor motivación e integración de éstos y puede mejorar los resultados de clasificación, al mismo tiempo que permite una mayor y más rápida adaptación del sujeto al paradigma de entrenamiento.

En la segunda parte de la presentación, se presentará el proyecto BRAINS, un proyecto de investigación de excelencia de 4 años de duración (2008-2012) subvencionado por la Junta de Andalucía.

Uno de los objetivos que se pretende alcanzar en este proyecto es el desarrollo de una interfaz cerebro – computadora que involucre a los sujetos en un entorno virtual que simule el control de una silla de ruedas. La comunidad científica tiene un enorme interés en que un sistema BCI permita a sujetos con grandes discapacidades en sus funciones motoras manejar una silla de ruedas, incrementando de este modo la calidad de vida de éstos, pero coincide en que no es posible someter a un sujeto a controlar un dispositivo de este tipo sino es en un entorno seguro. Con esta aplicación se dotaría a estos pacientes de una herramienta valiosísima para practicar en entornos que en situaciones reales conllevarían un gran peligro. En este sentido, la realidad virtual es una herramienta de gran utilidad para lograr este fin. La aplicación que se pretende desarrollar recibirá el nombre de CESIV (Control mEntal de una Silla de ruedas Virtual). En la siguiente figura se presenta su diagrama de bloques.

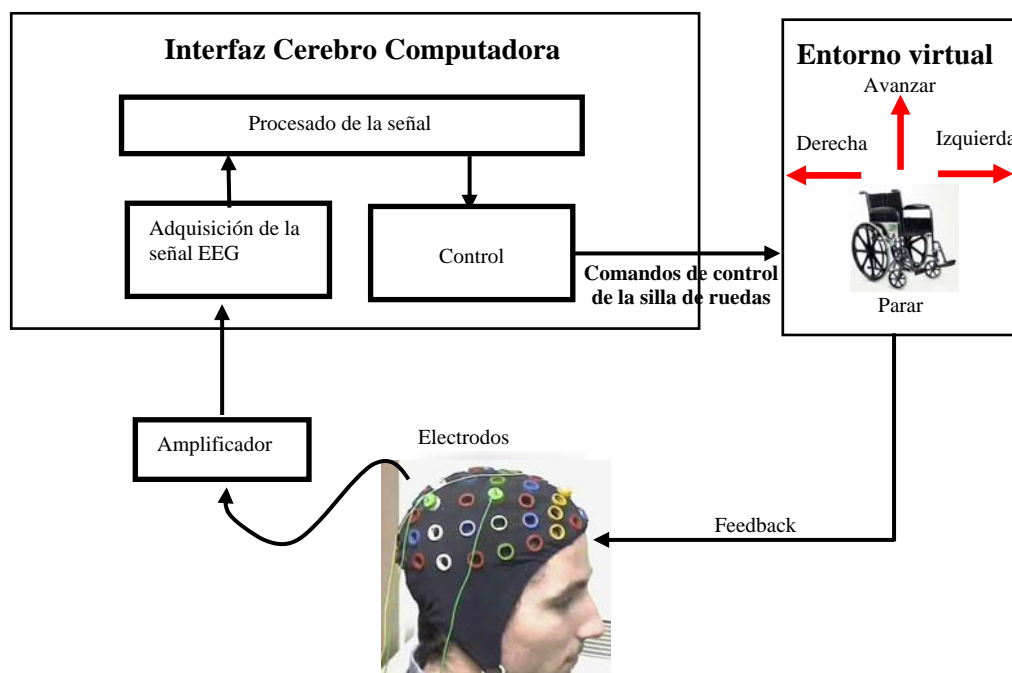


Diagrama de bloques de la aplicación CESIV

Conviene resaltar que uno de los principales problemas que existen para llegar a controlar una silla de ruedas a través de un sistema BCI, son las propias limitaciones de estos sistemas. En efecto, una interfaz cerebro-computadora es capaz de discriminar con cierto éxito entre 2 tareas mentales diferentes, empeorando considerablemente la clasificación cuando se pretende aumentar el número de tareas mentales a discriminar. Esto tiene como consecuencia, que los comandos de salida de un sistema BCI se reduzcan a las funciones básicas de un conmutador, pudiendo sólo seleccionar una de entre dos opciones posibles, limitando enormemente el número de comandos necesarios para controlar una silla de ruedas. En este sentido, la aplicación que se pretende desarrollar debe ser capaz de proporcionar los comandos suficientes para manejar adecuadamente el dispositivo.

Otro de los objetivos del proyecto se centrará en desarrollar un escritorio virtual controlado por señales EEG. En este caso, para lograr un gran ancho de banda (número de órdenes que pueden procesarse por segundo o por minuto), el sistema estará basado en la Atención Selectiva. La Atención Selectiva es un proceso cognitivo ampliamente estudiado en el campo de la psicología. Consiste en, ante un conjunto de estímulos tanto auditivos como visuales, prestar atención al estímulo objetivo ignorando el resto. La atención juega un factor modulador de la característica EEG que provoca los estímulos, aumentando la energía de la característica correspondiente al estímulo atendido y disminuyendo la de los estímulos ignorados. Para lograr este segundo objetivo, el sistema

se basará en los potenciales evocados visuales de estado estable SSVEP (*Steady-State Visual Evoked Potencial*), cuya frecuencia de repetición es modulada en función de la atención selectiva que se presenta, aunque no se descartarán otro tipo de señales, como por ejemplo los ritmos frecuenciales de las señales EEG.

## Control de Robots con la Mente: desde el control de una silla de ruedas hasta la teleoperación remota de vehículos.

Javier Minguez

*Grupo de Robótica, Percepción y Tiempo Real (RoPERT)  
Departamento de Informática e Ingeniería de Sistemas  
Centro Politécnico Superior  
Universidad de Zaragoza*

*(Extractos de artículos)*

### Silla de ruedas robotizada controlada por la mente basada en el protocolo P300 y realidad virtual

*Bhaskar Sonu, Antelis Javier, Iturrate Iñaki, Escolano Carlos, Minguez Javier*

Las sillas de ruedas inteligentes o robotizadas son dispositivos especiales de ayuda a la movilidad adecuados para personas con discapacidades motoras o cognitivas que no pueden controlar sillas de ruedas estándar o motorizadas. La idea de estas sillas de ruedas robotizadas es facilitar la asistencia y movilidad para poder realizar tareas complicadas de navegación en entornos reales. Una silla de ruedas de este tipo incluye estrategias de navegación automática e interacción y asistencia personalizada, para permitir al usuario moverse eficientemente y con mucha más facilidad. Por otro lado, pacientes con discapacidades motoras severas como esclerosis lateral amiotrófica o distrofia muscular no tienen la posibilidad de controlar una silla de ruedas robotizada aun cuando la actividad cerebral de estos pacientes permanece intacta. Para este tipo de pacientes se pueden usar una interfaz cerebro-computador o BCI, el cual es un sistema que provee al cerebro con un nuevo canal de control y comunicación no muscular, es decir, que da la posibilidad a sus usuarios de enviar mensajes, comandos y acciones al mundo exterior sin usar sus músculos, solo la actividad eléctrica cerebral.

En este proyecto se realizó la integración de una BCI y una silla de ruedas robotizada que posee un avanzado sistema de navegación y evitación de obstáculos. El sistema desarrollado está pensado para personas con graves discapacidades motoras y/o cognitivas que, a pesar de no poder mover la mayoría de los músculos, su actividad cerebral permanece intacta. El objetivo es el control de una silla de ruedas robotizada a través de una BCI usando potenciales P300 y realidad virtual. Descripción del sistema

En la figura 1 se muestra un diagrama de bloques del sistema, lo cual se describe a continuación.

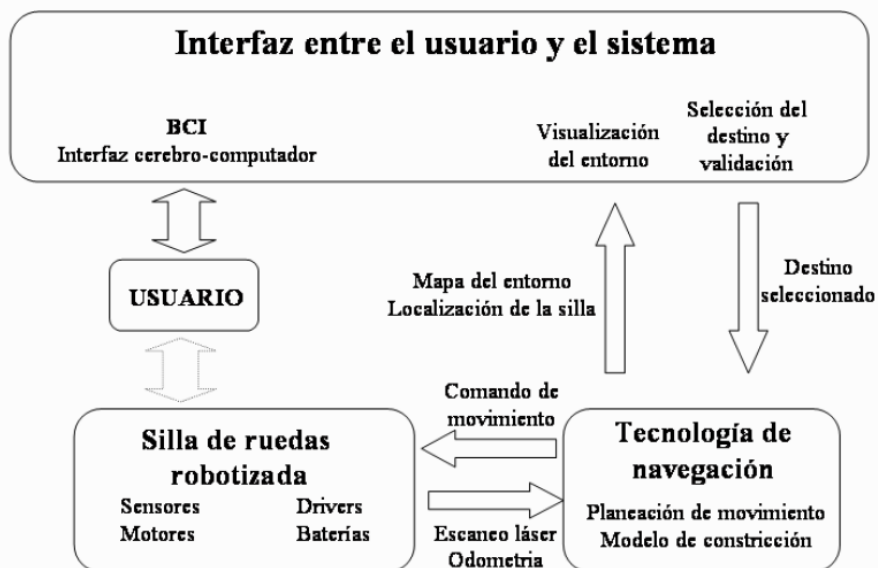


Figura 1. Diagrama de bloques del sistema

La silla de ruedas robotizada tiene incorporado un sofisticado sistema de control y navegación que le permite viajar desde donde se encuentra hacia un destino, navegando por el entorno evitando obstáculos. Esta tecnología de navegación recibe la información de cual es el destino a donde se quiere viajar. Adicionalmente, la tecnología de navegación construye un mapa virtual del entorno identificando los obstáculos y zonas libres para navegación.

La BCI recibe el mapa virtual y se lo muestra al usuario a través de un monitor. Solapado en este mapa virtual se visualizan puntos en forma de matriz con los posibles destinos hacia donde puede viajar la silla. Una fila o columna de puntos cambia de color en forma aleatoria y el usuario debe concentrarse en el punto destino de interés. Cuando el punto de interés cambia de color se produce un cambio asociado en las señales eléctricas del cerebro o señal P300, lo cual es detectado por la BCI. De esta forma sin usar ningún músculo se ha escogido un destino hacia el cual debe ir la silla de ruedas. El destino es enviado hacia el sistema de navegación para hacer que la silla se mueva.

...

Se definieron varias métricas para evaluar el desempeño del sistema que consideran parámetros como la distancia recorrida para cumplir la tarea, el tiempo total para cumplir la tarea, el número de misiones cortas realizadas para completar la tarea, el número de fallos, etc. Así mismo, se realizaron análisis para verificar el comportamiento del sistema ante diferentes usuarios con respecto al usuario de control. Todos los sujetos fueron capaces de navegar de manera autónoma y de controlar la silla de ruedas con la actividad cerebral.

### Tele-operación de un robot móvil usando una interfaz cerebro-computador y realidad aumentada

*Antelis Javier, Bhaskar Sonu, Escolano Carlos, Iturrate Iñaki, Minguez Javier*

en el grupo de robótica, percepción y tiempo real de la Universidad de Zaragoza se esta trabajando en el desarrollo de un sistema para la operación remota de un robot móvil a través de TCP/IP usando una interfaz cerebro-computador y realidad aumentada. En la figura 1 se muestra un diagrama general del sistema el cual esta compuesto por dos bloques principales que se comunican a través del protocolo TCP/IP, el robot móvil y el usuario con la interfaz cerebro-computador. Esto brinda la capacidad de poder controlar el robot de forma remota desde cualquier punto del planeta.

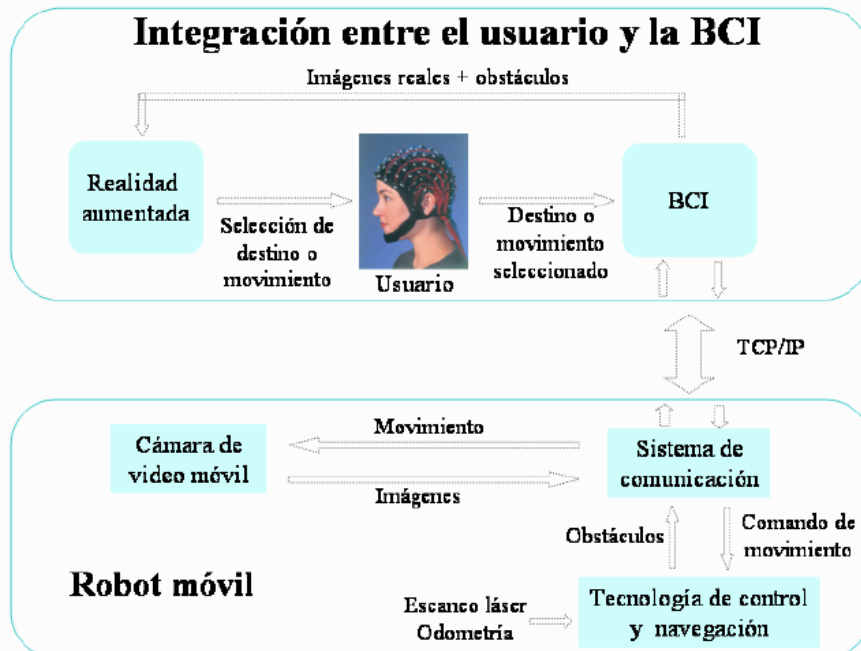


Figura 1. Diagrama general del sistema para el control de un robot móvil usando interfaz cerebro-computador y realidad aumentada.

El robot móvil es un vehículo de 4 ruedas al que se le ha integrado, producto de investigaciones anteriores, un avanzado sistema de navegación y control basado en odometría por escaneado láser, lo cual le permite navegar de forma autónoma en entornos con obstáculos dinámicos. El robot tiene la capacidad de construir un mapa de su entorno, ubicarse en ese mapa, identificar los obstáculos y navegar hacia cualquier destino dentro del mapa sin colisionar. Adicionalmente el robot tiene integrada una cámara de video que permite captar imágenes en tiempo real del entorno. Aunque esta cámara esta fija al robot presenta la particularidad de que se puede hacer rotar en azimut y elevación ampliando el rango de visión. Finalmente el sistema de comunicación del robot permite enviar a través de TCP/IP las imágenes de la cámara, el mapa construido por el robot, la posición actual, los obstáculos detectados, etc. Este sistema de comunicaciones permite recibir órdenes y comandos como el destino al que se debe dirigir el robot, y el movimiento de la cámara de video.

Por otro lado, la interfaz cerebro-computador recibe a través de TCP/IP la información proveniente del robot, en este caso, las imágenes de la cámara, los obstáculos detectados y la posición del robot. La BCI muestra al usuario a través de un monitor las imágenes reales enviadas por el robot y los obstáculos detectados, esto genera la característica de realidad aumentada, ya que se están realzando detalles de las imágenes reales para que sean interpretados de una mejor forma por el usuario. Adicionalmente la BCI visualiza en el monitor mediante puntos, posibles destinos que pueden ser escogidos por el usuario usando el protocolo de generación de potenciales evocados P300. En la figura 2 se muestra una imagen típica que puede ser presentada al usuario.



Figura 2. Ejemplo de imagen presentada al usuario a través de la BCI

El sistema tiene dos modos de operación, modo de navegación y modo de exploración. En el modo de navegación, a través del protocolo P300, la BCI identifica el punto en el que esta concentrado el usuario y envía a través de TCP/IP el comando o instrucciones al robot para que este se mueva a ese punto. Una vez recibido el punto destino, el robot se dirige de forma autónoma hacia ese punto usando el sistema de navegación y control. Este proceso puede ser repetitivo hasta que el usuario lo desee.

...

Se ha realizado una prueba piloto con uno de los usuarios el cual logro interactuar perfectamente con el robot y cambiar entre los dos modos de operación navegación y exploración. Esta prueba preliminar mostró que es posible tele-operar un robot móvil a través de TCP/IP.

Actualmente se trabaja en sesiones de experimentos para el uso del sistema con todos los usuarios entrenados. En estas sesiones se evaluara el rendimiento de BCI, la influencia de la realidad aumentada, la coherencia de la herramienta entre diferentes usuarios, etc.

# Mesa Redonda

---

## TOBI: Tools for Brain-Computer Interaction

José del R. Millán

*IDIAP Research Institute & Swiss Federal Institute of Technology Lausanne  
Centre du Parc. 1920 Martigny. Switzerland  
jose.millan@idiap.ch*

TOBI will develop practical *technology for brain-computer interaction*; i.e., non-invasive BCI prototypes combined with other assistive technologies (AT) that will have a real impact in improving the quality of life of disabled people. These non-invasive BCI are based on electroencephalogram (EEG) signals. The expected impact of TOBI is a wide-spread use of BCI assistive technology endowed with adaptive capabilities that augment those other AT they are combined with. In such a hybrid approach users can fuse brain interaction and muscle-based interaction or can switch between different channels naturally (based on monitoring of physiological parameters or mental states).

We have identified 4 application areas where BCI assistive technology can have a real, measurable impact, in terms of pre-clinical validation, for people with motor disabilities. The applications areas are: Communication and Control, Motor Substitution, Entertainment, and Motor Recovery. TOBI will deliver short-term BCI assistive prototypes for each of the application areas by the first year that will be tested and evaluated by the second year. Then, we will build upon the work done for the achievement of these short-term milestones to create more advanced technology based on novel hybrid architectures, adaptive principles, as well as EEG hardware and common implementation platforms. This final BCI assistive technology will be tested and evaluated in real life situations by a large number of end-users. Finally, TOBI will devote substantial efforts to create awareness of TOBI results among the key players. For this we will organize a series of annual workshops.

The partners of the project are:

1. IDIAP Research Institute, CH. Coordinator
2. Technical University Berlin, GE.
3. Graz University of Technology, AT.
4. Fondazione Santa Lucia, Rome, IT.
5. University of Tübingen, GE.
6. University of Glasgow, UK.
7. QualiLife, Lugano, CH.
8. Orthopedic Hospital, University of Heidelberg, GE.
9. Clinique Romande de Réadaptation SuvaCare, Sion, CH.
10. Beratungsstelle für Unterstützte Kommunikation, Bad Kreuznach, GE.
11. AIAS Bologna Onlus, IT.

## **TREMOR. An ambulatory BCI-driven tremor suppression system based on functional electrical stimulation**

Eduardo Rocon

*Grupo de Bioingeniería (CSIC)  
Ctra. de Campo Real Km. 0,2  
28500 Arganda del Rey - Madrid - SPAIN  
erocon@iai.csic.es*

El temblor es un trastorno del movimiento que se manifiesta mediante una contracción muscular rítmica e involuntaria caracterizada por oscilaciones de una parte del cuerpo. Se caracteriza por un exceso de movimiento que puede llegar a interferir en la capacidad del individuo para la realización de tareas cotidianas como comer, escribir, etc. El temblor es el más común de los movimientos involuntarios humanos y puede afectar a varias partes del cuerpo humano como por ejemplo las manos, cabeza, expresiones faciales, lengua, torso y piernas. Aunque, sin duda, la parte más comúnmente afectada por los temblores son las manos.

El temblor en si, aunque no presente riesgo para la vida del paciente, puede ser responsable de discapacidades y trastornos en su vida social. Más de un 65% de los enfermos que presentan temblor en el miembro superior poseen serias dificultades para realizar actividades de la vida cotidiana. En muchos casos, la intensidad del temblor es tan alta que causa la discapacidad total de la persona afectada.

A pesar de la intensa actividad científica en el campo de las enfermedades que provocan temblor, todavía no se ha descubierto un tratamiento adecuado para una gran variedad ellas. El objetivo global de todas las terapias es mantener las funciones básicas del paciente para que pueda tener una vida lo más normal e independiente posible, mientras se reduce la disfunción. En la actualidad, los principales tratamientos para el temblor son la medicación (farmacológicos), la intervención quirúrgica, los programas de rehabilitación y la estimulación cerebral. Algunos trabajos muestran que, a largo plazo, el tratamiento médico fracasa en un 85% de los casos. Esto, sumado al hecho de que muchos pacientes no pueden someterse a cirugías cerebrales y tampoco reaccionan adecuadamente a los programas de rehabilitación, ha originado el estudio de la aplicación de carga biomecánica como método y tratamiento para la reducción del temblor patológico.

El principal objetivo del proyecto TREMOR es la validación técnica, funcional y clínica del concepto de supresión mecánica del temblor mediante la Estimulación Eléctrica Funcional (EEF) mediante una interfaz multimodal BCI para la detección de la actividad motora involuntaria (tremor).

- El sistema detectará y monitorizará la actividad motora involuntaria a través de una interfaz multimodal BCI. El sistema BCI propuesta integrará señales CNS (Electroencefalografía. EEG) y PNS (Electromiografía, EEG) con señales biomecánicas (sensores inerciales) en una aproximación de fusión sensorial. La interfaz será capaz de modelar y seguir los movimientos voluntarios e involuntarios.
- El sistema además incluirá una matriz multi-canal para el sistema EEF para una estimulación selectiva de los músculos de manera a suprimir el temblor y con una mínima interferencia sobre el movimiento voluntario del paciente.
- Para su posible explotación comercial, el sistema final deberá cumplir con las expectativas de los usuarios en cuanto a cosmética y funcionalidad.

TREMOR propone una interfaz BCI multimodal cuyo principal objetivo es identificar, caracterizar y seguir la actividad bioeléctrica involuntaria para la supresión del temblor.

## **Integración de Interfaces Hombre-Máquina y Espacios Inteligentes para Ayuda a la Movilidad**

Manuel Mazo Quintas

*Departamento de Electrónica. Universidad de Alcalá  
mazo@depeca.uah.es*

En los últimos años se han desarrollado numerosas alternativas de Interfaces Hombre-Máquina (HMI) para ayuda a la movilidad de personas con discapacidad, lo que ha dado lugar a diferentes prototipos de sillas de ruedas "inteligentes". Dentro de las diferentes propuestas realizadas se encuentran soluciones de HMI muy diversas: joysticks para ser actuados mediante manos y/o cabeza, voz, flujo de aire, movimiento de ojos y cabeza a partir de su detección mediante cámaras, electrooculografía, etc. También se han propuesto complejos sistemas sensoriales (ultrasonidos, visión, infrarrojos, etc) y de control, para realizar el guiado. Dentro de los diferentes grupos de investigación que han venido desarrollando actividades en este campo, se encuentra el grupo del Departamento de Electrónica de la Universidad de Alcalá que inicia su actividad investigadora en este campo en el año 1991, y desde entonces ha desarrollado un total de seis prototipos de sillas que incluyen diversos tipos de HMI's.

Las diversas alternativas de HMI's desarrolladas por los diferentes grupos de investigación tienen unos objetivos comunes, que son los de facilitar y aprovechar al máximo las capacidades de los diferentes potenciales usuarios. Pese a los logros alcanzados en el campo de la ayuda a la movilidad, las soluciones desarrolladas presentan en general un problema importante, que es la gran complejidad de los sistemas electrónicos (sensores, control de motores, guiado, interfaces, visualizadores, etc) que se deben embarcar a bordo de la silla y que suponen un importante problema, para su portabilidad, consumo de energía, maniobrabilidad, etc. Para evitar estos problemas, y teniendo en cuenta que en muchos casos la movilidad se reduce a espacios muy concretos (vivienda, lugares de trabajo, geriátricos, hospitales, etc), en los últimos años está surgiendo la idea de que sean estos espacios los que integren la "inteligencia" necesaria para poder realizar el guiado de sillas de ruedas (y el control de otros tipos de sistemas) a partir de comandos básicos generados por los usuarios de dichos entornos. En este nuevo concepto se apuesta por dotar a los espacios, donde se realizan actividades (trabajo y ocio), de un alto grado de inteligencia y con capacidad para automatizar y actuar de la forma más imperceptible posible, aportando ayudas a las actividades del ser humano en general (incluyendo también a personas mayores, o con ciertas discapacidades). Uno de los términos acuñados que reflejan esta tendencia de investigación es lo que se entiende por "computación ubicua", que plantea un espacio dotado de un conjunto de sistemas sensoriales, de comunicación, y de cómputo inteligente, que son transparentes e imperceptibles para el usuario, pero que están continuamente percibiendo el entorno y cooperando entre ellos para proporcionar la ayuda necesaria a cada persona. Este tipo de entornos se definen como "ambientes inteligentes" o "espacios inteligentes", y requieren ante todo de una apropiada red o conjunto de "redes de sensores" que sean capaces de obtener información relevante del entorno, y a partir de estos datos planificar el comportamiento que se debe desplegar en función de las demandas de los usuarios y de las capacidades de actuación con las que se cuenta.

Sin duda, la integración de las capacidades que se pueden alcanzar a partir de la red de comunicaciones DIND (Distributed Intelligent Network Devices) del espacio inteligente y de HMI's puede aportar ventajas importantes si se piensa en aplicaciones de ayuda a la movilidad. En efecto, esta integración permitiría, no solamente simplificar notablemente los sistemas de control a embarcar a bordo de las sillas, sino también simplificar los comandos a generar por los usuarios y en consecuencia las posibles HMI's, posibilitando además el uso de algunas HMI's tales como las basadas en BCI, donde el número de tareas mentales a detectar puede ser muy reducida. En otros casos puede ser el propio espacio el que tenga capacidad para reconocer gestos de los usuarios, asumiendo por tanto funciones de HMI.

A modo de ejemplo si el espacio inteligente se dota de sensores ultrasónicos y cámaras, es posible identificar y obtener la pose de diferentes sillas de ruedas que se muevan por el entorno (espacio inteligente), con un mínimo de electrónica embarcada a bordo, y en consecuencia realizar su guiado

sin más que especificarle el punto de destino que se quiera alcanzar. Para especificar el destino que se quiere alcanzar, dado que en general no son muy variados (cocina, salón, dormitorio, sala de reuniones, etc), se pueden utilizar HMI's diversas, entre las que sería posible las basadas en señales electroencefalográficas, e incluso realizando gestos con las manos que podrían ser reconocidas por las propias cámaras ubicadas en el entorno.

Después de esta breve exposición, la cuestión es: ¿vale la pena hacer un esfuerzo de colaboración entre grupos de investigación con el objetivo de integrar diferentes alternativas de HMI's y "espacios inteligentes", orientado a facilitar la movilidad de personas con diferentes niveles de discapacidad?

## Consideraciones del usuario en BCI

Angel M. Gil Agudo, Ana de los Reyes Guzmán

*Unidad de Biomecánica y Ayudas Técnicas  
Hospital Nacional de Paraplégicos de Toledo  
Finca la Peraleda s/n. 45071 Toledo  
Tf. 925247763  
amgila@sescam.jccm.es*

### Resumen

En el ámbito de la discapacidad las expectativas creadas en el desarrollo de nuevas tecnologías son aún mayores que en la sociedad en general, el usuario confía y espera poder suplir su discapacidad con alternativas derivadas del desarrollo de nuevas soluciones diseñadas y adaptadas a sus necesidades. En el mundo de la discapacidad se están introduciendo continuamente novedades que interactúan con el usuario en mayor o menor grado para cubrir sus necesidades de la vida diaria. Resulta apropiado además de realizar una valoración técnica de estos productos implementar una valoración funcional diseñada por expertos y llevada a la práctica por los propios usuarios

El concepto de usabilidad está íntimamente relacionado con el grado de satisfacción que el usuario tiene con el producto. El objetivo de la usabilidad es conocer y mejorar la medida en la que un dispositivo puede ser usado por usuarios específicos para conseguir objetivos específicos con efectividad, eficiencia y satisfacción en un contexto de uso determinado. Durante el proceso de diseño se dan numerosas actividades que no tienen que ver estrictamente con la usabilidad, pero es importante que participe algún especialista para comprobar que los criterios son tenidos en cuenta e incorporados al producto. No es suficiente realizar esta labor en fases posteriores, ya que cuanto antes se incorporen los aspectos funcionales y ergonómicos, el proceso será más rápido, eficaz y barato.

La valoración habitual de un nuevo dispositivo siempre considera el análisis de las funciones previstas. Así, por ejemplo, existen numerosos procedimientos de ensayo y/o estándares de valoración que determinan en qué medida un producto cumple las funciones relacionadas con normas técnicas de calidad que valoran cuestiones como la dureza, la resistencia, la durabilidad o la seguridad. Son cuestiones centradas en las características propias de la ayuda técnica o a lo sumo en la relación mecánica que el usuario mantiene con el producto. Este tipo de consideraciones suelen formar parte del proceso previo a la implantación de las Tecnologías de la Información y las Comunicaciones en el mercado.

Por otro lado la satisfacción de los usuarios con respecto a la tecnología, además de cumplir las expectativas de los recursos electrónicos está condicionada por la percepción emocional provocada por los productos en los usuarios.

Esta parte del diseño e implantación de un recurso es obviada con frecuencia y, aunque el mercado empieza a ser consciente de la gran importancia que tiene el hecho de incorporar estrategias que incluyan al usuario final, no siempre se aplican estas técnicas o en todo caso es cuestionable la forma de llevarlas a cabo.

Por todo lo expuesto, consideramos que este concepto de usabilidad y de valoración funcional efectuada por los propios usuarios se debe incorporar de alguna manera en las áreas de interés del Brain Computer Interface (BCI). Para ello habría que implementar una metodología evaluativa específica para estos desarrollos.

Desde nuestra Unidad de Biomecánica y Ayudas Técnicas del Hospital Nacional de Paraplégicos de Toledo tenemos experiencia en la aplicación de estas herramientas de recogida sistematizada de la valoración efectuada por parte de los usuarios de un dispositivo de alta complejidad tecnológica. Un ejemplo de este tipo de actuaciones fue la que llevamos a cabo junto con el Departamento de Ingeniería de Sistemas y Automática de la Universidad Carlos III de Madrid dirigido por el Prof. Carlos Balaguer durante los años 2006 y 2007 para la evaluación de un prototipo inicial del robot ASIBOT.

Tras la recepción del prototipo se identificó una población diana, unos escenarios reales y los aspectos a evaluar. Tras el diseño de la correspondiente herramienta para la recogida sistematizada de la información se obtuvieron una serie de conclusiones y de propuestas de mejora que se trasladaron al equipo encargado del desarrollo del producto. Esas propuestas de mejora se han tenido en cuenta en el desarrollo de un nuevo prototipo que pretende mejorar las prestaciones del inicial.

Otro de los aspectos en los que interviene el usuario dentro del complejo entramado de tareas que supone el BCI es el relativo al movimiento que se pretende conseguir finalmente con los miembros superiores. Señales eléctricas de diferentes partes del cuerpo humano se pueden usar como señales de control de sistemas mecánicos. Sin embargo, es necesario que el usuario que vaya a manipular estos dispositivos sea capaz de generar intencionadamente estas señales. Un ejemplo de esto, es el caso de los lesionados medulares donde, en principio, no hay daño cognitivo asociado. Es también necesario que la interfaz adoptada, es decir, el Brain Computer Interface pueda "entender" y procesar estas señales, estableciendo las órdenes y pautas que mejor se adapten al deseo del usuario. De esta forma sí que es posible usar un BCI para aumentar y mejorar la capacidad de movimiento de usuarios con alteraciones de la función motora. Una estrategia común en investigación en el campo de BCI comienza por la descomposición y obtención de parámetros cinemáticos a partir de señales cerebrales registradas durante el movimiento del brazo. Posteriormente, resulta necesario ver cómo se relacionan los parámetros cinemáticos obtenidos dentro de un modelo cinemático de miembro superior.

Fundamentalmente en aquellas líneas que pretenden conseguir mover una ortesis o un exoesqueleto, por ejemplo, mediante la captación de la señal EEG, resulta imprescindible que los distintos elementos que configuren el exoesqueleto sigan un modelo cinemático que se superponga a los patrones correspondientes del miembro superior. Todas estas cuestiones se plantean en el artículo "Human-machine interfaces based on EMG and EEG applied to robotic systems" publicado en la revista *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 2008, 5: 10.

En cuanto al diseño de modelos cinemáticos del miembro superior, desde nuestra Unidad de Biomecánica y Ayudas Técnicas disponemos de una experiencia derivada del proyecto de investigación financiado por la Consejería de Sanidad de Castilla-La Mancha titulado "Análisis biomecánico de la propulsión de la silla de ruedas" y en el que para obtener la información cinética y cinemática de las articulaciones de los miembros superiores hemos desarrollado nuestro propio modelo que integra la información obtenida mediante el equipo de análisis cinético (Smart-Wheel) y el de análisis cinemático (Kinescan-IBV). Asimismo, estamos aplicando las técnicas de diseño de modelos cinemáticos del miembro superior en otro proyecto también financiado por la Consejería de Sanidad de Castilla-La Mancha que pretende realizar un análisis biomecánico de las Actividades de la Vida Diaria (AVD).