

# CONTROL DE UNA SILLA DE RUEDAS A TRAVÉS DE UN SISTEMA BCI BASADO EN LA DISCRIMINACIÓN DE DOS TAREAS MENTALES

Ricardo Ron-Angevin

Dpto. Tecnología Electrónica, ETSI Telecomunicación, Universidad de Málaga, rra@dte.uma.es

Francisco Velasco-Álvarez, Sergio Varona-Moya, Francisco Javier Vizcaíno-Martín, Antonio Díaz-Estrella

Dpto. Tecnología Electrónica, ETSI Telecomunicación, Universidad de Málaga

fvelasco@dte.uma.es, {sergio.varona, fjvizcaino, adiaz}@uma.es

## Resumen

*En este trabajo se presenta una propuesta de control de una silla de ruedas a través de una interfaz cerebro computadora mediante la discriminación de sólo dos tareas mentales. Con el paradigma de control propuesto se pretende minimizar los porcentajes de error en la clasificación de estados mentales, proporcionando a su vez un conjunto suficiente de comandos que permita dirigir la silla de ruedas en todas direcciones (avanzar, retroceder, girar a la derecha, girar a la izquierda y parar).*

**Palabras Clave:** Sistema BCI, paradigma de control, imagen motora, silla de ruedas.

## 1 INTRODUCCIÓN

Existen numerosos trastornos neurológicos que tienen como consecuencia importantes deficiencias en las funciones motoras de aquellas personas que sufren estas enfermedades. Personas afectadas de esclerosis lateral amiotrófica, distrofia muscular, parálisis cerebral, lesiones agudas en la médula espinal y otras numerosas enfermedades neurológicas pueden presentar grandes discapacidades. En algunos casos, las deficiencias motoras pueden llegar a ser realmente severas, hasta el extremo de producir la pérdida total del control de los músculos responsables de los movimientos voluntarios del cuerpo, incluido los movimientos de los ojos y de la propia respiración. Personas que sufren de tales deficiencias pierden cualquier opción de comunicación con el exterior, siendo la única alternativa posible para ello, la de dotar al cerebro de un nuevo canal no muscular que permita a dichas personas enviar mensajes y órdenes al mundo exterior [26]. El sistema que permite esto último es lo que se conoce como interfaz cerebro-computadora o sistema BCI (*Brain-Computer Interface*), y es un

sistema que hace uso de la actividad eléctrica del cerebro para controlar un componente externo.

Para la comunidad científica relacionada con estos sistemas, una de las aplicaciones más importantes es aquella que permitiría a un paciente dirigir una silla de ruedas a través del control de sus señales EEG, ofreciéndole una mayor autonomía en el desplazamiento. Esta posibilidad se comenzó a plantear hace muy pocos años y de manera muy progresiva.

En efecto, los primeros trabajos que abordan este objetivo hacen uso de técnicas basadas en realidad virtual para navegar a través de distintos entornos virtuales (EV). En algunas de estas aplicaciones, se hace uso de potenciales evocados para controlar el sistema, como los potenciales visuales estables (*Steady-State Visual Evoked Potencial*, SSVEP) [9] o el potencial P300 [2]. Sin embargo, la mayoría de los trabajos existentes se basan en la discriminación de tareas mentales que generen distintos patrones EEG, asociando cada tarea mental a un comando de navegación.

Los sistemas basados en la discriminación de tareas mentales hacen uso de las componentes frecuenciales de la señal EEG, las cuales pueden ser controladas a voluntad por el propio sujeto cuando éste lleva a cabo unas determinadas tareas mentales. Estos sistemas, aunque sí necesitan que los sujetos lleven a cabo un entrenamiento, son sistemas que se adaptan mejor a un modelo de control, puesto que es el propio sujeto entrenado el que ejerce el control sobre el propio entorno. Unas de estas componentes frecuenciales corresponden a los ritmos  $\mu$  (8-12 Hz) y  $\beta$  (18-26 Hz) [27], cuyas amplitudes pueden ser modificadas de manera voluntaria al llevar a cabo determinadas tareas mentales, como por ejemplo pensar en ejecutar un movimiento de alguna de las extremidades del cuerpo (Imagen Motora, IM) [7].

Estos sistemas tienen la ventaja de que es el sujeto el que determina cuándo ejecutar una acción. Muchas de las publicaciones existentes discriminan entre sólo dos tareas mentales, proporcionando únicamente dos comandos de navegación (avanzar/detenerse, girar a

la derecha/izquierda) para navegar por los diferentes EVs [17], [15], [4], [10], [11].

Recientemente ha sido publicado un artículo que realiza un estudio comparativo sobre distintos dispositivos móviles (especialmente robot y silla de ruedas) controlados por sistemas BCIs [3]. Muchos de los trabajos mencionados hacen referencia a sistemas que controlan robots dotados de alguna estrategia de navegación que lo convierten de algún modo en robots autónomos (seguir la pared, avanzar hasta el siguiente punto, rodear el obstáculo). Si bien es cierto que esto puede servir de ayuda, no son aplicaciones en las que el sujeto ejerza un control absoluto sobre el dispositivo, por lo que no permite evaluar de manera eficiente su capacidad de control. Otro elemento común de estos trabajos es que los distintos comandos de navegación se asocian al número de tareas mentales a discriminar. Así por ejemplo, en [20] se discriminan dos tareas mentales para ejecutar dos comandos de navegación diferentes (“girar a la izquierda y seguir adelante” o “girar a la derecha y seguir adelante”). En [6], [12], [13], [16], [5], el sujeto emplea tres tareas mentales diferentes para proporcionar tres comandos de navegación distintos (moverse a la derecha, a la izquierda y seguir adelante). De los últimos trabajos publicados que hagan uso de un mayor número de tareas mentales para proporcionar un mayor número de comandos de navegación, cabe citar el de Barbosa y colaboradores [1]. Dicho trabajo está basado en la discriminación de cuatro tareas mentales (imaginación de movimientos de los pies, dedo, brazo derecho y brazo izquierdo) para proporcionar cuatro comandos de navegación discretos: parar, avanzar, girar a derecha y girar a la izquierda.

En lo que respecta al control de una silla de ruedas a través de un sistema BCI, hay que mencionar que el número de aportaciones científicas es muy reducido, y más aún si nos centramos en el control basado en la discriminación de tareas mentales. Tanaka y colaboradores [20] desarrollaron la primera silla eléctrica controlada por señales EEG. De nuevo se hacía uso de una estrategia de navegación para facilitar el control de la silla de ruedas. El entorno de prueba se dividía en cuadrículas de 1 metro cuadrado y el sujeto decidía hacia qué cuadrado quería moverse imaginando movimientos del brazo izquierdo o derecho. En relación a estos sistemas, de los trabajos más recientes está el propuesto por Millán [14] en el que presentan un sistema BCI basado en la discriminación de tres tareas mentales para ejecutar los comandos “avanzar”, “derecha”, “izquierda” de una silla de ruedas. Algoritmos de navegación facilitan al sujeto la navegación de la silla de ruedas permitiéndole evitar unos obstáculos. El sujeto debe proporcionar continuamente el comando mientras se realiza el movimiento, lo que puede producir cansancio. Además, el sujeto debe

poseer un buen control de sus señales EEG para que el sistema no cometa errores.

Se puede resumir que la investigación llevada a cabo en relación al control de una silla de ruedas a través de la actividad cerebral es muy escasa. De los sistemas existentes, aquellos basados en la discriminación de tareas mentales son los que ofrecen más autonomía a los sujetos, siendo necesario discriminar entre un elevado número de tareas mentales para poder proporcionar un mayor número de comandos de navegación. Sin embargo, tal y como sugieren varios estudios, incrementar el número de tareas mentales a discriminar empeora las prestaciones de un sistema BCI, siendo necesario discriminar sólo entre dos tareas mentales para minimizar los errores de clasificación [8], [15], con el consecuente problema de la reducción de los comandos de navegación. Surge la necesidad de investigar en paradigmas de navegación que ofrezcan varios comandos de navegación sin complicar el manejo del sistema, con el fin de que esté al alcance del mayor número de sujetos posible.

Con la finalidad de proporcionar diferentes comandos de navegación sin empeorar las prestaciones del sistema BCI, nuestro grupo de trabajo (UMA-BCI), y como uno de los objetivos del proyecto INCADI ([www.incadi.uma.es](http://www.incadi.uma.es)), ha estado trabajando sobre un paradigma basado en la discriminación de sólo dos tareas mentales (una tarea mental de activación frente a otra tarea mental) permitiendo la selección de cuatro comandos de navegación diferentes [18]. La evolución de dicho paradigma ha pasado por varias fases, como es el paso de un sistema síncrono a uno asíncrono, permitiendo al sujeto decidir en qué momento escoger un comando [22], pasar de realizar movimientos discretos del dispositivo a movimientos continuos [23], o pasar de controlar el sistema a través de una interfaz auditiva en lugar de una visual [24]. En estos trabajos, el control de dicho paradigma ha sido probado en entornos virtuales para el control de un robot o de una silla de ruedas virtual sin embargo, también ha sido probado para el control de un robot real, siendo éste dirigido para desplazarse con movimientos continuos y con posibilidad de escoger entre cuatro comandos (adelante, atrás, derecha, izquierda, además de detenerse) [25]. Nuestro siguiente objetivo será adaptar el sistema para controlar una silla de ruedas en un entorno real.

Precisamente, en este trabajo se pretende hacer un breve resumen del sistema BCI usado hasta el momento, una descripción del paradigma de navegación propuesto que permite seleccionar varios comandos de navegación mediante la discriminación de sólo dos tareas mentales, así como una descripción del prototipo de la silla de ruedas que ha sido desarrollado y que muy en breve será objeto de diferentes experimentos, siendo el objetivo estudiar

la viabilidad del control de dicha silla de ruedas a través del sistema BCI propuesto.

## 2 METODOLOGÍA

### 2.1 ADQUISICIÓN DE DATOS

A lo largo de los diferentes experimentos se han usado diferentes configuraciones para el registro de las señales EEG. En una primera fase las señales EEG fueron registradas a través de dos canales bipolares. Los electrodos activos se colocaron 2.5 cm a la derecha y a la izquierda de las posiciones de referencia (del sistema internacional 10/20) C3 y C4, que corresponden, respectivamente, con las zonas sensoriomotoras de la mano derecha e izquierda. El electrodo de referencia se colocó en la posición FPz (en la frente). En una segunda fase, las señales EEG fueron registradas a través de 10 electrodos en configuración Laplaciana y localizados alrededor de las posiciones C3 y C4, y estando el electrodo de referencia de nuevo en la posición FPz. En cuanto a la amplificación de las señales, se ha hecho uso de dos tipos de amplificadores. En un caso se ha utilizado un amplificador de 16 canales (g.BSamp, de Guger Technologies) junto con una tarjeta de adquisición de datos de 12 bits de resolución (NI USB-6210, de National Instruments). Para esta configuración, las señales fueron digitalizadas a 128 Hz. En otro caso se ha hecho uso de un amplificador actiCHamp (Brain Vision LCC) y electrodos activos, habiendo usado como frecuencia de muestreo para esta opción, 200Hz.

### 2.2 ENTRENAMIENTO INICIAL

En la mayoría de los experimentos llevados a cabo para probar las distintas aplicaciones (control silla de ruedas virtual, control robot virtual y control robot real), los sujetos han tenido que seguir un entrenamiento inicial que consistía básicamente en dos sesiones: una primera sin feedback y una segunda proporcionando un feedback continuo. Estas dos sesiones son usadas con el propósito de calibrar el sistema, y el entrenamiento seguido es el mismo que el propuesto en [19], que consiste en controlar el desplazamiento a izquierda o derecha de un coche virtual con el fin de esquivar unos charcos de agua. Dicho desplazamiento a derecha o izquierda se realiza a través de dos tareas mentales (por lo general, imaginación de movimientos de la mano derecha frente a estado de reposo).

### 2.3 PROCESADO

El procesado de la señal incluye extracción de características de las señales EEG y clasificación, y se ha basado en el procedimiento descrito en [19].

La extracción de características consiste en estimar la potencia media de la señal en tamaños de ventanas de medio segundo en una banda de frecuencia reactiva característica para cada sujeto e identificada manualmente al comparar los espectros de potencia de las trazas en 2 intervalos diferentes de 1 segundo: uno en el que el sujeto no está envuelto en ninguna actividad mental y otro en el que sí. El clasificador se basa en un análisis discriminante lineal (LDA), permitiendo obtener unos pesos del clasificador.

En las sesiones con feedback, el cálculo de las potencias medias para cada uno de los dos canales EEG (resultado de la configuración bipolar o Laplaciana) y el resultado de la clasificación son obtenidos en tiempo real (cada 32 ms) para mostrar, on-line, el feedback en pantalla. La clasificación consiste en una sencilla combinación lineal de estas potencias con los pesos del clasificador obtenidos en la primera sesión sin feedback. El resultado de esta combinación es traducido en el desplazamiento del coche en las sesiones con feedback de manera que, cuando el resultado de la clasificación corresponda a una clase “derecha”, el coche se desplazará hacia la derecha, y cuando corresponde a una clase “reposo”, éste se desplazará hacia la izquierda. Más detalle de este procedimiento puede encontrarse en [19].

### 2.4 PARADIGMA DE NAVEGACIÓN

Una vez finalizado el entrenamiento inicial, los sujetos fueron sometidos a unas sesiones para el control virtual del dispositivo (robot o silla de ruedas). En esas sesiones, a los sujetos se les presentaba en pantalla una interfaz gráfica que les permitía escoger uno de entre varios comandos mediante la discriminación de sólo dos tareas mentales. Una vez familiarizado con dicha interfaz gráfica, ésta era sustituida por una auditiva, permitiéndoles escoger el comando sin tener que recurrir a la necesidad de mostrar una interfaz en pantalla.

La interfaz de control usada para escoger uno de entre varios comandos es la que se describe a continuación. El sistema espera en un estado de no control (NC) en el que se muestra una interfaz NC. Dicha interfaz permite al sujeto permanecer en dicho estado NC (sin generar ningún comando) hasta que decida cambiar al estado CI (control intencionado), donde a través de una interfaz CI se puede seleccionar un comando de navegación. La interfaz NC consiste en una barra semi-transparente situada en el centro de la pantalla. La longitud de la barra, al igual que en la sesión de entrenamiento con feedback, se calcula, cada 32 ms, como resultado de la clasificación LDA, incrementando su longitud con la imaginación de movimientos de mano derecha y reduciéndola con la otra tarea mental (usualmente reposo). Cuando la barra supera un “umbral de

selección” durante cierto “tiempo de selección” (figura 1, izquierda), ambos parámetros configurables para cada sujeto, el sistema cambia al estado CI. La interfaz CI consiste en un círculo dividido en cuatro partes, que corresponden a los cuatro posibles comandos de navegación (moverse adelante, girar a la derecha, retroceder o girar a la izquierda), con una barra en el centro que está continuamente rotando (a una velocidad de 24 grados por segundo, si bien dicha velocidad es configurable para cada sujeto). El sujeto puede extender la barra llevando a cabo la tarea de IM para seleccionar el comando al que apunta la barra (figura 1, derecha). La selección de un comando requiere que la barra supere el mismo umbral durante el mismo tiempo que en la interfaz NC. Una vez un comando es seleccionado, el robot virtual ejecuta el movimiento. En caso de que la barra realice 2 vueltas completas sin que el sujeto seleccione ningún comando, el sistema vuelve al estado NC. Los sujetos reciben indicaciones auditivas mientras interactúan con el sistema. Cuando los estados cambian de CI a NC, oyen la palabra “espera”, y en el cambio contrario, la palabra “adelante”, siendo éste el primer comando de la interfaz CI. Finalmente, cada vez que la barra apunta hacia un determinado comando, los sujetos oyen las correspondientes palabras (“adelante”, “derecha”, “atrás”, “izquierda”). Dicha interfaz auditiva es usada para el control del robot real.

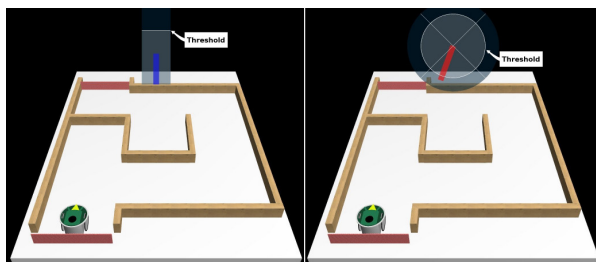


Figura 1: Control virtual robot: interfaz NC (izquierda) e interfaz CI (derecha)

### 3 SILLA DE RUEDAS

Tal y como ya se ha comentado, hasta ahora los experimentos llevados a cabo tenían como finalidad el proporcionar un paradigma de control que permita a una persona controlar una silla de ruedas a través de un sistema BCI. Dicho paradigma de control debía poder ofrecer diferentes comandos de navegación sin que por ello empeoraran las prestaciones del sistema, por lo que finalmente éste es controlado mediante la discriminación de 2 tareas mentales diferentes. Los experimentos han demostrado que dicho paradigma es factible para controlar un robot real [25], siendo la siguiente fase el control de la silla de ruedas.

En esta sección se va a describir la manipulación y transformación que se ha llevado a cabo sobre una

silla de ruedas motorizada comercial para poder ser controlada a través del sistema BCI propuesto.

La silla de ruedas de partida es una Mistral de INVACARE. Ésta ha sido modificada de manera que su dirección y velocidad puedan ser controladas a través del ordenador (sobre el cuál corre la aplicación BCI). Sensores sónicas distribuidos a lo largo de la silla proporcionan información sobre el estado y el entorno de la silla, además de ser usados para detener la silla en caso de presencia de un obstáculo muy cercano.

Para el control de la silla se ha desarrollado una placa de control que emula los dos ejes analógicos del joystick, siendo dicha placa conectada directamente a la placa de control de la silla para sustituir el joystick actual (ver figura 2a y 2b). A través de una conexión USB, el ordenador es capaz de conectarse a la placa de la silla de ruedas y establecer unas posiciones del joystick virtual en tiempo real, determinando así la dirección y la velocidad de la silla. Por otro lado, la placa desarrollada incluye un bus IIC que comunica con una serie de sensores que contabilizan el número de giros de las ruedas, un magnetómetro, un acelerómetro y con el conjunto de sensores sónicas descritos anteriormente.

La placa es controlada por una aplicación (que puede estar ubicada en la misma computadora sobre la cuál se realiza todo el tratamiento de las señales EEG o sobre otra distinta vía TCP) responsable de traducir los comandos de alto nivel proporcionados por el sistema BCI (adelante, atrás, derecha, izquierda) a posiciones del joystick virtual, encargado de desplazar la silla.

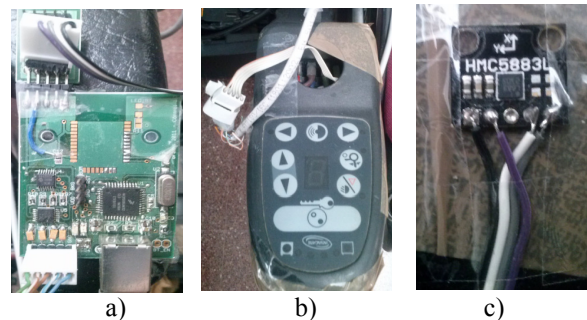


Figura 2: Placa de control (a), conexión placa silla (b), magnetómetro (c)

Después de una fase de calibración, el magnetómetro (figura 2c) puede ser usado como brújula digital cuya información es a su vez usada por la aplicación para corregir las pequeñas variaciones de dirección cuando la silla avanza o retrocede o, sencillamente, para realizar giros discretos de un determinado número de ángulos. En el caso del acelerómetro, éste es usado para detectar la inclinación de la silla y reducir su velocidad, o detenerla, en caso de encontrarse ante una rampa de pendiente peligrosa.

En cuanto al conjunto de sónicas, estos son usados también para trazar un mapa de navegación en

tiempo real. Con la información proporcionada por los s3nars, la aplicaci3n establece un mapa de probabilidades de ocupaci3n de la silla de ruedas. Cuando alg3n s3nar detecta un obst3culo a una cierta distancia, la zona involucrada modifica su probabilidad de ocupaci3n impidiendo que la silla se dirija hacia ella. En la figura 3 se muestra un diagrama de bloques del sistema de control de la silla de ruedas y en la figura 4, el prototipo de la silla de ruedas.

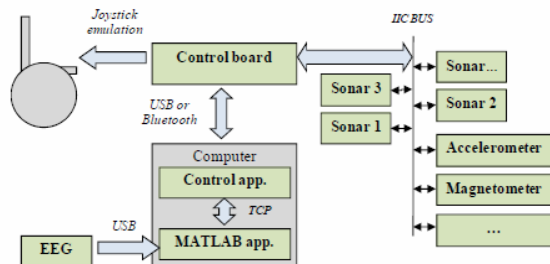


Figura 3: Diagrama de bloques del sistema de control de la silla de ruedas



Figura 4: Prototipo de la silla de ruedas controlada por el sistema BCI

## 4 TRABAJO EN PROGRESO

Actualmente el grupo est3 preparando los experimentos para testear la viabilidad del sistema propuesto, por lo que si bien parte de lo descrito en este trabajo s3 corresponde a experimentos ya realizados, otra parte corresponde a trabajo en progreso. Es importante mencionar que si bien se ha probado la viabilidad del control de un robot real, el control de la silla de ruedas puede resultar muy diferente, siendo para ello necesario llevar a cabo extensos estudios basados en medidas subjetivas y objetivas que permitan mejorar el control por parte de los sujetos, siendo como siempre el objetivo final el permitir que una persona con discapacidad pueda hacer uso de su actividad cerebral para controlar, de manera f3cil y fiable, una silla de ruedas, dot3ndole

de este modo de cierta autonom3a en el desplazamiento.

## Agradecimientos

Este trabajo ha sido parcialmente financiado por el Ministerio de Econom3a y Competitividad y por fondos Europeos FEDER (proyecto INCADI, TEC 2011-26395).

## Referencias

- [1] Barbosa, A. O. G., Achancaray, D. R. & Meggiolaro, M. A., (2010) "Activation of a mobile robot through a brain computer interface", *Proceedings of the 2010 IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA)*.
- [2] Bayliss, J. D., (2003) "Use of the evoked potential P3 component for control in a virtual apartment", *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 11(2), pp. 113-116.
- [3] Bi, L., Fan, X., & Liu, Y., (2013) "EEG-based brain-controlled mobile robots: A survey", *IEEE Transactions on Human-Machine Systems*, 43(2), pp. 161-176.
- [4] Friedman, D., Leeb, R., Guger, C., Steed, A., Pfurtscheller, G., & Slater, M., (2007) "Navigating virtual reality by thought: What is it like?", *Presence: Teleoperators and Virtual Environments* 16(1), pp. 100-110.
- [5] Gal3n, F., Nuttin, M., Lew, E., Ferrez, P. W., Vanacker, G., Philips, J. & Mill3n, J. d. R. (2008) "A brain-actuated wheelchair: Asynchronous and non-invasive brain-computer interfaces for continuous control of robots", *Clinical Neurophysiology*, 119(9), pp. 2159-2169.
- [6] Geng, T., Dyson, M., Tsui, C. S., & Gan, J. Q., (2007) "A 3-class asynchronous BCI controlling a simulated mobile robot", *Proceedings of the Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, pp. 2524-2527.
- [7] K3bler, A. & M3ller, K. R., (2007) "An introduction to brain-computer interfacing". In Dornhege, G., Mill3n, J. d. R., Hinterberger, T., McFarland, D. J. & M3ller, K. R. (Eds), *Toward Brain-Computer Interfacing*, Cambridge: MIT Press, pp. 1-25.
- [8] Kronegg, J., Chanel, G., Voloshynovskiy, S. & Pun, T., (2007) "EEG-based synchronized brain-computer interfaces: A model for optimizing the number of mental tasks". *IEEE*



- Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 15(1), pp. 50–58.
- [9] Lator, E. C., Kelly, S. P., Finucane, C., Burke, R., Smith, R., Reilly, R. B., McDarby, & G., (2005) “Steady-state VEP-based brain-computer interface control in an immersive 3D gaming environment”, *Eurasip Journal on Applied Signal Processing*, 2005(19), pp. 3156–3164.
- [10] Leeb, R., Scherer, R., Keinrath, C., Guger, C. & Pfurtscheller, G., (2005) “Exploring virtual environments with an EEG-based BCI through motor imagery”, *Biomedizinische Technik*, 50(4), pp. 86–91.
- [11] Leeb, R., Settgast, V., Fellner, D., & Pfurtscheller, G., (2007) “Self-paced exploration of the Austrian National Library through thought”, *International Journal of Bioelectromagnetism*, 9, pp. 237–244.
- [12] Millán, J. d. R., Renkens, F., Mouriño, J., & Gerstner, W., (2004) “Brain-actuated interaction”, *Artificial Intelligence*, 159(1–2), pp. 241–259.
- [13] Millán, J. d. R., Renkens, F., Mouriño, J., & Gerstner, W., (2004) “Noninvasive brain-actuated control of a mobile robot by human EEG”, *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 51(6), pp. 1026–1033.
- [14] Millán, J. d. R., Galan, F., Vanhooydonck, D., Lew, E., Philips, J., & Nuttin, M., (2009) “Asynchronous non-invasive brain-actuated control of an intelligent wheelchair”, in *Proceedings of the 31<sup>st</sup> Annual International Conference of the IEEE/EMBS*, pp. 3361–3364.
- [15] Obermaier, B., Neuper, C., Guger, C., & Pfurtscheller, G., (2001) “Information transfer rate in a five-classes brain-computer interface”, *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 9(3), pp. 283–288.
- [16] Philips, J., Millán, J. d. R., Vanacker, G., Lew, E., Galan, F., Ferrez, P. W., Van Brussel, H., & Nuttin, M., (2007) “Adaptive shared control of a brain-actuated simulated wheelchair”, in *Proceedings of the IEEE 10th International Conference on Rehabilitation Robotics (ICORR 2007)*.
- [17] Pfurtscheller, G., Leeb, R., Keinrath, C., Friedman, D., Neuper, C., Guger, C., & Slater, M., (2006) “Walking from thought”, *Brain Research*, 1071(1), pp. 145–152.
- [18] Ron-Angevin, R., Díaz-Estrella, A., & Velasco-Álvarez, F., (2009) “A two-class brain computer interface to freely navigate through virtual worlds”, *Biomedizinische Technik*, 54(3), pp. 126–133.
- [19] Ron-Angevin, R., & Díaz-Estrella, A., (2009) “Brain-Computer Interface: Changes In Performance Using Virtual Reality Techniques”, *Neuroscience letters*, 449(2), pp. 123–127.
- [20] Tanaka, K., Matsunaga, K., & Wang, H. O., (2005) “Electroencephalogram-based control of an electric wheelchair”, *IEEE Transactions on Robotics*, 21(4), pp. 762–766.
- [21] Tsui, C. S. L., Gan, J. Q., Roberts, S. J., (2009) “A self-paced brain-computer interface for controlling a robot simulator: An online event labelling paradigm and an extended kalman filter based algorithm for online training”, *Medical & Biological Engineering & Computing*, 47(3), pp. 257–265.
- [22] Velasco-Álvarez, F., & Ron-Angevin, R., (2009) “Asynchronous brain-computer interface to navigate in virtual environments using one motor imagery”, in Cabestany, J. et al. (Eds.) *IWANN 2009, Part I, LNCS 5517*, pp. 698–705.
- [23] Velasco-Álvarez, F., Ron-Angevin, R., & Blanca-Mena, M. J., (2010) “Free virtual navigation using motor imagery through an asynchronous brain-computer interface”, *Presence: Teleoperators and Virtual Environments*, 19(1), pp. 71–81.
- [24] Velasco-Álvarez, F., Ron-Angevin, R., da Silva-Sauer, L., Sancha-Ros, S., & Blanca-Mena, M. J., (2011) “Audio-cued SMR brain-computer interface to drive a virtual wheelchair”, in Cabestany, J., Rojas, I., & Joya, G. (Eds.) *IWANN 2011, Part I, LNCS 6691*, pp. 337–344.
- [25] Velasco-Álvarez, F., Ron-Angevin, R., da Silva-Sauer, L., & Sancha-Ros, S., (2013). “Audio-cued motor imagery-based brain-computer interface: Navigation through virtual and real environments”, *Neurocomputing*, 121(0), pp. 89–98.
- [26] Wolpaw, J. R., Birbaumer, N., Heetderks, W. J., McFarland, D. J., Peckham, P. H., Schalk, G., Donchin, E., Quatrano, L. A., Robinson, C. J., & Vaughan, T. M., (2000) “Brain-computer interface technology: A review of the first international meeting”, *IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering*, 8(2), pp. 164–173.
- [27] Wolpaw, J. R., McFarland, D. J., & Vaughan, T. M., (2000) “Brain-computer interface research at the Wadsworth center”, *IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering*, 8(2), pp. 222–226.