

Interfaces Cerebro-Computador no Invasivos y Robótica para Sustitución Motora

Dr. Javier Mínguez Zafra. Profesor Titular. Universidad de Zaragoza

Recuperar o sustituir funciones humanas motoras ha sido una de las áreas más fascinantes aunque frustrantes de investigación del último siglo. La posibilidad de interconectar el sistema nervioso humano con un sistema mecatrónico y usar este concepto para recuperar alguna función motora ha motivado enormemente a los científicos durante años. El paradigma típico de trabajo es un paciente con una lesión medular grave o una enfermedad neuromuscular crónica que interrumpe el flujo de información neural motora hacia las extremidades del cuerpo. En los últimos años, los grandes avances en la interacción cerebro-computador y la robótica han hecho posible utilizar la actividad cerebral en línea para el control de dispositivos robóticos con un objetivo de recuperación o sustitución motora. Por una parte, la tecnología de interfaces cerebro-computador permite traducir en tiempo real la actividad eléctrica cerebral en comandos que pueden ser utilizados para controlar dispositivos. Esto ofrece un canal de comunicación directo desde el cerebro a los dispositivos, evitando el uso de los caminos neuronales que ya no pueden ser utilizados normalmente debido a la presencia de enfermedades neuromusculares graves tales como la esclerosis lateral amiotrófica, infarto cerebral, parálisis cerebral y lesiones en la médula espinal. Por otro lado, el avance de la robótica en diferentes materias como sensores, actuadores, capacidad de procesamiento y autonomía ha proporcionado, en el contexto de la robótica móvil, entidades físicas preparadas para percibir, navegar, explorar e interactuar con el entorno. La sinergia de ambos campos ha abierto un amplio abanico de posibilidades en términos de investigación para la recuperación o sustitución de capacidades humanas.

En relación con las interfaces cerebro-computador, uno de los aspectos clave que ha favorecido el auge del desarrollo de sistemas para seres humanos ha sido la mejora en los métodos de registro de la actividad cerebral no invasivos, siendo el más popular el electroencefalograma (EEG). Sistemas basados en EEG humano han servido para el control del ratón de un computador (Wolpaw et al., 1991), para la comunicación con una interfaz de teclado (Birbaumer et al., 1999), o para el uso de un buscador de internet (Karim et al., 2006), entre otros. En cuanto a su aplicación conjunta con la robótica, el primer control de un robot con EEG se realizó en 2004 (del R. Millán et al., 2004) y desde entonces, parte de la investigación en esta materia pero

aplicada a la robótica se ha centrado en aplicaciones de sustitución motora en la línea de las neuroprótesis (Popovic et al., 2002). Partiendo de esta base, en la Universidad de Zaragoza se han desarrollado tres conceptos de ingeniería con el objetivo de abordar tres problemáticas diferentes de discapacidad motora. El primer sistema es una silla de ruedas operada únicamente por el pensamiento y orientada hacia favorecer la movilidad (Iturrate et al. 2009). El segundo de ellos es un robot de telepresencia también operado por medio del pensamiento y cuyas órdenes son transmitidas por medio de internet (Escolano et al., 2012). El tercero es un brazo robótico orientado hacia tareas de manipulación en el entorno del paciente y con la particularidad de ser capaz de aprender las tareas con información extraída únicamente del pensamiento (Noe et al., 2012) (Iturrate et al., 2012). La presente monografía describe estos tres dispositivos.

En primer lugar se describe una silla de ruedas robotizada controlada por la actividad cerebral. Aunque actualmente existen una gran cantidad de sillas de ruedas controladas por otro tipo de interfaces como por seguimiento ocular o actividad muscular, que duda cabe que la posibilidad de generar el movimiento utilizando directamente las intenciones del usuario abre un nuevo abanico de posibilidades para pacientes con deficiencias musculares muy severas, así como establece un canal de comunicación natural para los mismos. A día de hoy se han desarrollado algunos dispositivos en esta línea (Luth et al., 2007), (Rebsamen et al., 2007), (Ferreira et al., 2007), (Vanacker 2007 et al., 2007). La singularidad de la silla presentada en el presente documento es que utiliza únicamente la actividad cerebral para generar el movimiento e incorpora una inteligencia robótica que permite dotar de gran autonomía y robustez a la navegación, algo que no se había logrado hasta la fecha con los dispositivos existentes (Iturrate et al. 2009).



Figura 1: Prototipo silla de ruedas controlada por actividad cerebral.

En segundo lugar se describe un robot de telepresencia controlado de forma remota por la actividad cerebral. La capacidad de controlar dispositivos robóticos en un entorno remoto (teleoperación) por medio de comandos extraídos directamente de la actividad cerebral, y enviados a través de un medio como internet, ofrece una aplicación con un gran valor añadido para pacientes con graves deficiencias neuromusculares. Estos dispositivos pueden percibir, explorar e interactuar con entornos alejados del usuario donde la

telepresencia se ve como una extensión de las funciones sensoriales de la vida diaria. En esta línea, en primer lugar se desarrolló un control remoto de un robot con capacidad de navegación y exploración junto con un pre-estudio de aplicabilidad de esta tecnología a usuarios sanos, con resultados muy positivos (Escolano et al., 2012). Partiendo de ese dispositivo, se ampliaron sus funcionalidades para soportar mecanismos sencillos de interacción con el entorno de acuerdo a los requerimientos de los usuarios finales, y se realizaron pruebas iniciales con pacientes de esclerosis lateral amiotrófica (Escolano et al., 2011a). Aunque los resultados fueron muy satisfactorios, las

principales limitaciones tecnológicas detectadas fueron su imposibilidad para tener presencia en diferentes entornos simultáneamente y la limitada portabilidad del robot

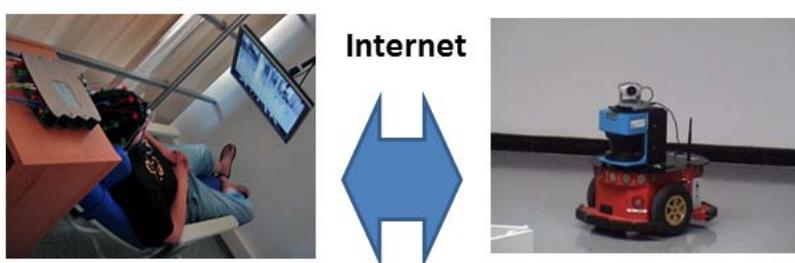


Figura 2: Prototipo robot de telepresencia controlado por actividad cerebral.

desarrolló una interfaz para controlar

con el pensamiento dos robots de bajo coste de forma simultánea y situados en diferentes entornos (Escolano et al. 2011b).

En tercer lugar, se presenta un brazo robótico controlado por la actividad cerebral. Uno de los problemas naturales en personas que han perdido la capacidad de movimiento de miembro superior es la manipulación de objetos cercanos para realizar tareas, como por ejemplo, coger un vaso y traerlo a la boca para beber. En esta línea se ha desarrollado un primer prototipo de sistema de brazo robótico para realizar tareas de alcance en espacios



Figura 3: Prototipo brazo robótico controlado por actividad cerebral.

tridimensionales. En particular, el prototipo decodifica la intención de movimiento de las posiciones del espacio deseadas y el robot realiza las tareas de movimiento hacia dichos destinos (Noe et al. 2011). A su vez, una de las limitaciones identificadas en las interfaces cerebro-computador actuales es la gran dificultad para

aumentar el número de órdenes de movimiento por segundo, es decir, el ancho de banda. Para resolver este problema, se ha desarrollado un nuevo paradigma de control en el que la actividad cerebral no está mapeada en el espacio de control del dispositivo – operación mediante control. En su lugar, el dispositivo usa la actividad cerebral del usuario para aprender por refuerzo su política de estados y acciones en el espacio de control. En otras palabras, el sujeto no opera directamente el dispositivo, sino que evalúa de forma natural sus acciones mientras éste aprende de manera autónoma cómo realizar la tarea (Iturrate et al. 2012a). Los resultados sobre el robot manipulador demuestran la viabilidad del nuevo paradigma, abriendo la puerta al diseño de nuevas aplicaciones para el control complejo de dispositivos protésicos por medio de la actividad cerebral, estableciendo así un canal de interacción natural entre usuario y dispositivo.

A continuación se describen más en detalle los dispositivos anteriores haciendo especial énfasis en los principios de diseño de la silla de ruedas – dado que los otros dispositivos siguen el mismo paradigma de diseño, y se discuten futuras líneas de investigación en esta materia.

Silla de ruedas controlada por la actividad cerebral

Esta sección describe un concepto de silla de ruedas controlada directamente por la actividad cerebral del usuario. Este concepto se compone una interfaz cerebro-computador basada en un potencial evocado registrado en el EEG e integrada en un constructor gráfico de escenarios en tiempo real, y de una silla robótica que incorpora características avanzadas de navegación autónoma. De forma resumida, el movimiento de la silla se controla de la siguiente forma. El usuario observa una pantalla con una reconstrucción virtual del entorno en tiempo real realizada a partir de la información obtenida por un escáner láser, y utilizando esta representación como referencia, se concentra en el área del espacio a alcanzar con la silla. En este momento se realiza un proceso de estimulación visual sobre la representación del entorno de forma que, cuando se produce sobre la opción deseada, se registra en el EEG el potencial evocado, cuya aparición es identificada por el sistema de procesamiento de señal que deduce así la zona hacia la que se desea mover la silla. Entonces, esta zona del espacio se envía al sistema de navegación autónomo el cual conduce a la silla hasta el lugar deseado evitando los obstáculos estáticos y dinámicos detectados por el láser durante el trayecto. Notar que desde el punto de vista de movimiento, el usuario selecciona libremente destinos del entorno que son alcanzados de manera segura y autónoma por el sistema de navegación. Este concepto ofrece una gran flexibilidad al usuario, ya que la silla de ruedas puede navegar autónomamente por entornos

desconocidos y cambiantes usando tan sólo los sensores integrados en la misma. Además, una vez el usuario selecciona la localización deseada puede descansar, lo que evita una concentración continua que puede resultar agotadora en caso de realizarse con pacientes. La limitación de este concepto es que una vez seleccionado un destino no se puede cambiar hasta que la silla no lo alcanza, de manera que la navegación no puede ser intervenida. El diseño del dispositivo está compuesto de dos módulos principales. Por un lado, el sistema cerebro-ordenador encargado de decodificar la intención del usuario y por otro la silla de ruedas con su sistema de navegación encargado de ejecutar el movimiento. Además, existe un sistema de comunicaciones para realizar el intercambio de información entre ellos. A continuación se describen estos dos módulos.

Por un lado, el sistema cerebro-ordenador desarrollado se basa en el potencial visualmente evocado P300 (Patel et al., 2005). Este potencial se manifiesta en el EEG como una deflexión positiva en voltaje a una latencia de aproximadamente 300 milisegundos después de la aparición del estímulo diana entre una secuencia aleatoria de estímulos no-diana (Figura 4).

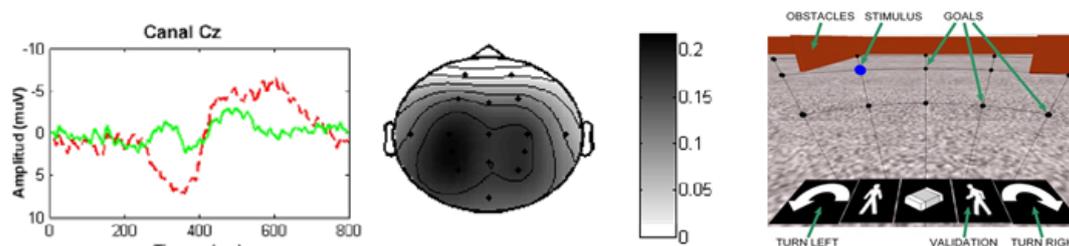


Figura 4. (Izquierda) Respuesta P300 promediada en el EEG. La línea roja muestra la actividad EEG en un canal evocada por el estímulo diana y la línea verde corresponde a la actividad de un estímulo no-diana. (Centro) Gráfica topográfica de la distribución EEG en la cabeza a 300 ms. El área con más actividad (parte media-baja de la cabeza) está en el lóbulo parietal, donde se produce el potencial P300. (Derecha) Interfaz gráfica visualizada por el usuario, el cual se concentra en las zonas del espacio hacia donde desea mover la silla u otras opciones de movimiento. El estímulo visual es un círculo azul que va situándose de forma aleatoria en todas las opciones.

Para evocar este potencial, el sistema cerebro-ordenador está integrado dentro de una interfaz gráfica que el usuario utilizará para concentrarse en alguna de las diferentes opciones. Esta interfaz tiene dos funcionalidades: por un lado muestra una reconstrucción 3D en tiempo real del entorno e información adicional para la selección de órdenes, y por otro lado desarrolla el proceso de estimulación para evocar el potencial P300. Para controlar la silla de ruedas, el usuario selecciona destinos o primitivas de movimiento concentrándose en las posibilidades mostradas en la pantalla del ordenador (Figura 4). Los aspectos gráficos de este módulo están basados en un estudio previo con una silla de ruedas con una pantalla táctil adaptada para niños con parálisis cerebral (Montesano et al. 2010).

La información mostrada en la pantalla es una reconstrucción 3D del escenario real obtenida a partir de un mapa 2D desarrollado en tiempo real por el sistema de navegación autónoma, siendo así la información visual de la pantalla una reconstrucción simplificada de la percepción del usuario. El uso de un mapa construido durante la ejecución del movimiento por el robot en lugar de uno construido a priori dota al sistema de flexibilidad para trabajar en entornos desconocidos y dinámicos, dado que permite una rápida adaptación a los cambios del entorno, como por ejemplo los producidos por personas moviéndose u obstáculos móviles. En la reconstrucción 3D, los obstáculos son representados mediante paredes. El resto de la información mostrada es usada para la selección de comandos: el mallado sobre el suelo representa las diferentes posibilidades de destinos alcanzables siendo la primera fila la que tiene los destinos más lejanos; los botones con flechas giran el vehículo $\pm 90^\circ$ su posición; los botones representados como luces de tráfico se utilizan para validar las órdenes del usuario o para parar el vehículo; y el icono central con forma de goma representa la opción de borrar selección. Todos los elementos del interfaz son adaptables en cuanto a color, textura, forma, tamaño para adaptarlos a las preferencias del usuario. Debido a que la tipología del potencial evocado P300 depende de la forma en la que el estímulo sea presentado, dicha adaptabilidad cobró relevancia en las sesiones de calibración dado que fue utilizada para equilibrar las capacidades y preferencias del usuario con el rendimiento del sistema.

El proceso de estimulación para evocar el potencial P300 se realiza sobre la interfaz gráfica cuando el usuario esta concentrándose en una opción. Una opción es estimulada mostrando un círculo azul sobre la misma (ver Figura 4). Una secuencia del proceso de estimulación es una estimulación de todas estas opciones de manera aleatoria, tal y como requiere el paradigma P300. Para reducir la duración de una secuencia y la dimensión del problema de reconocimiento de patrones se siguió el paradigma de estimulación descrito en (Farwell et al, 1998), de forma que la aparición de los estímulos se realiza por filas y por columnas en lugar de mostrar cada opción individualmente. Por tanto, en la presente interfaz hay 9 estimulaciones (filas más columnas) y así se crean dos problemas de clasificación de 5 y 4 clases (la opción deseada será la intersección de la fila deseada y la columna deseada). El número de secuencias y todos los tiempos e intervalos de los procesos de estimulación (tiempo de exposición de cada estímulo, duración entre estímulos, duración entre secuencias) puede ser modificado para equilibrar las capacidades del usuario y sus preferencias de acuerdo al rendimiento del sistema.

Finalmente, se desarrolló una estrategia de procesamiento de señal basada en reconocimiento de patrones para clasificar el EEG evocado por cada estímulo como una señal P300 o no P300. Debido al proceso de estimulación, este problema se subdivide en 2 problemas de clasificación de 5 y 4 clases en el que el objetivo

es identificar si la fila estimulada y/o la columna estimulada han producido la señal P300. El primer paso consiste en entrenar el clasificador, es lo que usualmente se denomina calibración y es necesario para que la interfaz cerebro-computador aprenda los patrones del EEG. Para ello, el usuario se enfrenta al proceso de estimulación visual y debe concentrarse en una secuencia predefinida de opciones que deben cubrir todas las clases, mientras que su actividad cerebral es registrada y posteriormente utilizada para entrenar el algoritmo de clasificación. El potencial P300 está principalmente caracterizado en el dominio temporal, por lo que las características del EEG seleccionadas fueron forma de onda y tiempos de latencia (Krusiński et al., 2006) y se extrajeron por medio de un test de discriminabilidad (se mostrará un resultado visual en la siguiente Sección). Se utilizó como algoritmo de clasificación un análisis lineal discriminante dado que se ha estudiado de manera extensiva para problemas de clasificación del potencial evocado P300 (Farwell et al., 1988). Aplicando esta técnica se obtuvo un rendimiento del clasificador superior al 90% en menos de una hora de entrenamiento, con resultados en línea con otros estudios para el control de dispositivos robóticos usando el potencial P300 (Escolano et al., 2012; Iturrate et al., 2009).

Por otro lado está la silla de ruedas robótica, la cual fue construida a partir de una silla de ruedas eléctrica comercial que cumplía con los requisitos de movilidad y ergonomía. Esta silla dispone de dos computadores: el primero de ellos realiza el control de la silla de ruedas, y el segundo calcula las trayectorias de navegación y se encarga de gestionar las comunicaciones que existen entre la silla y el sistema de interfaz cerebro-computador. El sensor principal es un láser 2D SICK situado en la parte frontal del vehículo. El robot tiene incorporado una tecnología autónoma de navegación que es capaz de conducir el vehículo al destino evitando cualquier tipo de obstáculos, ya sean estáticos o dinámicos, detectados por el sensor láser (Montesano et al., 2006). Este módulo tiene dos funcionalidades. Por una parte, un bloque de modelado construye a partir de las medidas del sensor un modelo local del entorno y registra la localización del vehículo. Por otra parte, un planificador local computa el movimiento local basado en la combinación híbrida de planificación táctica y evitación reactiva de obstáculos. Una vez enlazados los módulos de interfaz cerebro-computados y silla de ruedas mediante un sistema de comunicaciones, el sistema está completamente preparado para ser usado.

El protocolo de ejecución funciona como sigue. Inicialmente, el usuario observa una pantalla con la interfaz gráfica explicada anteriormente. Cuando la estimulación comienza, el usuario se concentra en la opción deseada que suele ser una zona del espacio hacia donde se quiere conducir la silla, y una vez seleccionada, en la opción de validación. Una vez se valida el destino, se envía a la silla de ruedas deteniéndose el proceso de estimulación. En ese momento, la silla de ruedas planifica el movimiento y comienza a moverse para alcanzar el destino. Cuando éste es alcanzado, la silla envía una respuesta a la interfaz gráfica informando de que el

movimiento ha finalizado, y entonces el proceso de estimulación comienza de nuevo para que el usuario seleccione un nuevo destino.



Figura 5: Participantes del estudio utilizando la silla de ruedas controlada por actividad cerebral resolviendo los ejercicios de navegación.

A nivel de metodología de experimentación para la validación del concepto, se seleccionaron cinco usuarios sanos, varones, de 22 años de edad, estudiantes de la Universidad. Ninguno de ellos había utilizado una silla de ruedas eléctrica con anterioridad. El estudio se realizó en la Universidad de Zaragoza y tuvo tres fases. En la primera de ellas el objetivo fue conseguir una interfaz gráfica que equilibrara las capacidades del usuario y sus preferencias con el rendimiento del sistema, en cuanto a color, brillo del estímulo y texturas se refiere. En la segunda fase se realizó un entrenamiento y un test en un simulador de la silla que emulaba los mecanismos de la interfaz de usuario y el movimiento de navegación de la silla. La última fase consistió en la navegación en tiempo real con la silla de ruedas a través de dos circuitos pre-establecidos. El objetivo de esta batería de experimentos era el de crear la base para una evaluación técnica y de coherencia del dispositivo diseñado: explorar las capacidades de navegación del sistema y comprobar el rendimiento de los usuarios en casos reales. Se diseñaron dos circuitos que el usuario tuvo que resolver navegando con la silla. El primer circuito fue diseñado para la realización de tareas de maniobrabilidad compleja y la evitación de obstáculos en entornos cerrados y el segundo circuito para la navegación por espacios abiertos. El resultado general del estudio es que todos los usuarios fueron capaces de usar con éxito el dispositivo con relativa facilidad, mostrando una gran adaptación, y además una gran robustez y coherencia.

Robot de telepresencia controlado por actividad cerebral

Esta sección describe un sistema de teleoperación multi-robot basado en EEG (en particular en el mismo potencial evocado P300 descrito anteriormente) que permite al usuario controlar de manera simultánea un número arbitrario de robots de bajo coste y dimensiones únicamente con su actividad cerebral.

La interfaz gráfica descrita en el presente documento se ha restringido a dos robots dado que fueron los que se utilizaron en la prueba de concepto de esta tecnología. El sistema consta por tanto de una estación de usuario y de dos estaciones robóticas – una por cada dispositivo robótico involucrado, situadas de forma remota entre sí pero conectadas por internet. Esta configuración ofrece al usuario presencia simultánea en dos entornos remotos, dotándole de las capacidades de percepción visual, navegación e interacción simple mediante el envío de alarmas. De forma resumida el funcionamiento del sistema es el siguiente. En primer lugar la interfaz gráfica del sistema de interfaz cerebro-computador muestra, superpuestas sobre el vídeo captado en los entornos por los dos robots, un conjunto de opciones de movimiento y de interacción para cada robot a controlar. Mientras se registra su EEG, el usuario se concentra en una opción determinada de las mostradas en la interfaz, mientras el sistema estimula visualmente todas las opciones. Dicha estimulación evoca el potencial P300 el cual es registrado en el EEG e identificado por las herramientas de procesamiento de señal, decodificando así la intención del usuario. Finalmente, esa intención se transfiere al sistema robótico a través de internet, el cual ejecuta de forma autónoma los comandos deseados. Mientras el robot ejecuta estos comandos, se sigue enviando vídeo por internet a la estación del usuario para que pueda percibir en línea el resultado de sus decisiones. Este dispositivo consta de tres partes bien diferenciadas: el sistema cerebro-computador, los sistemas robóticos y su integración. A continuación se describen las tres partes de dicho dispositivo.

En primer lugar, el sistema cerebro-ordenador desarrollado se basa en el potencial visualmente evocado P300 medido en el EEG (para más información ver apartado anterior). La interfaz gráfica del sistema cerebro-computador presenta una doble funcionalidad. Por un lado muestra al usuario una realimentación visual para que pueda percibir el entorno donde está el robot y así realice la toma de decisiones y control del sistema; y por otro realiza un proceso de estimulación visual para producir el potencial visualmente evocado P300 en el EEG del usuario, y por tanto, permitir al sistema de procesamiento de señal decodificar sus intenciones.

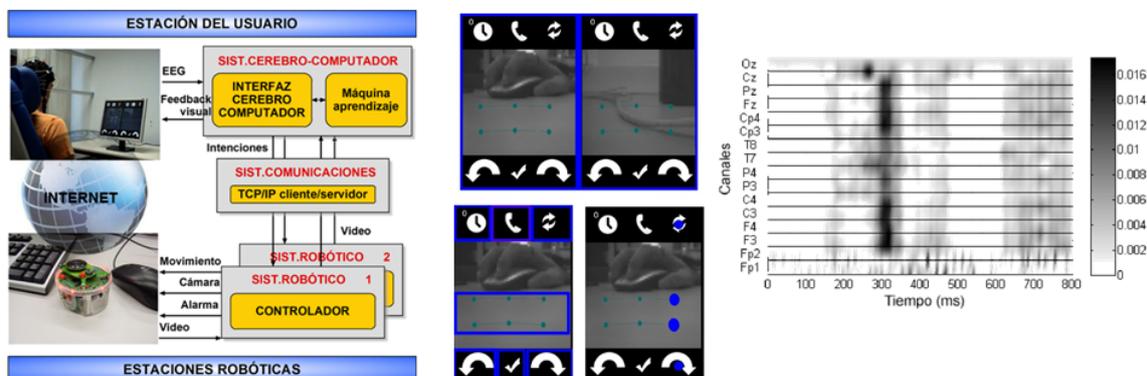


Figura 6: (Izquierda) Diagrama del dispositivo de telepresencia con el cual el usuario puede controlar por medio de su actividad cerebral varios robots conectados por internet. (Centro Superior) Interfaz gráfica visualizada por el usuario dividida en dos zonas de control para cada uno de los robots y donde se muestra el vídeo capturado por el robot en tiempo real. (Centro Inferior) Opciones que el usuario puede seleccionar con el pensamiento relacionadas con zonas de movimiento u opciones especiales. (Derecha) Mientras que la tipología de la P300 se muestra en la Figura 4, en esta Figura se muestran los valores de la métrica de discriminabilidad para la P300 para cada canal en el intervalo [0 - 800] ms tras la aparición del estímulo diana, mostrados en una escala de grises. Notar que los canales F3, F4, C3, C4, Cp4, Fz, Pz y Cz presentan los valores más altos de discriminabilidad a una latencia de 300 ms.

La interfaz gráfica del usuario recibe y muestra en tiempo real el vídeo capturado por las cámaras de los robots en sus respectivos entornos (Figura 6), y además muestra un conjunto de opciones para el control del dispositivo. Dicha interfaz se encuentra dividida en dos ventanas idénticas – cada una asociada a un robot, estando siempre una de las dos ventanas activas que es sobre la que se realiza el proceso de estimulación visual y por tanto sobre la que se pueden seleccionar opciones. Cada ventana muestra 12 opciones agrupadas en una matriz 4×3 para favorecer el proceso de estimulación. Estas opciones están distribuidas en tres zonas: la fila de iconos superior e inferior de la pantalla, y la zona central. En la zona central se muestra un conjunto de destinos sobre-impuestos en el entorno a los que el usuario puede ordenar al robot moverse. Los destinos se muestran como puntos sobre un mallado polar $N \times M$ relativos a la posición del robot. En la fila de iconos superior se representan las siguientes opciones de izquierda a derecha: pausar, reproducción de un sonido a modo de alarma, y cambio al control del otro robot. En la fila de iconos inferior se representan las siguientes opciones: giro del robot 90° a la izquierda; validación; y giro del robot 90° a la derecha. La opción de pausar permite al usuario recibir vídeo en tiempo real de los dos robots, deteniendo durante ese tiempo el proceso de estimulación. Esto permite desacoplar en ciertos aspectos el funcionamiento síncrono de un sistema basado en el potencial evocado P300, ofreciendo así la posibilidad de descansar un tiempo evitando el inevitable cansancio mental. Con el fin de minimizar la probabilidad de enviar órdenes no deseadas al sistema robótico toda opción debe ser validada, con lo que se debe seleccionar la opción de validación inmediatamente después

de la selección de la opción deseada por el usuario, lo cual provoca el envío de la orden al sistema robótico. Todos los elementos de la interfaz gráfica se pueden personalizar en cuanto a color, texturas, forma, tamaño y posición para equilibrar la capacidad y preferencias de cada usuario con el rendimiento del sistema – recuérdese que el tiempo de respuesta y amplitud del potencial P300 están correlados con dichos aspectos visuales.

El proceso de estimulación visual se diseñó para evocar el potencial P300 en el EEG cuando el usuario se encuentra concentrado en una opción de la interfaz gráfica, cuyo diseño ha sido descrito en la sección anterior. Este proceso de estimulación se produce sobre las 12 opciones de la ventana activa colocando un círculo azul sobre las mismas siguiendo el paradigma descrito en (Farwell et al., 1988), dando así lugar a 7 estimulaciones (4 filas más 3 columnas) por secuencia. La opción deseada se calcula como la intersección de la fila y columna deseadas. El número de secuencias así como la secuenciación temporal del proceso (principalmente el tiempo de exposición de cada estímulo y el tiempo entre estímulos) puede ser modificado para equilibrar la capacidad y preferencias de cada usuario con el rendimiento del sistema.

Finalmente, se desarrolló una estrategia de procesamiento de señal basada en reconocimiento de patrones para clasificar el EEG evocado por cada opción como una señal P300 o no P300, el cual es idéntico al desarrollado para la silla de ruedas y descrito en la sección anterior. A modo de ejemplo, en la Figura 6 se muestra el resultado del test de discriminabilidad utilizado para identificar las características espaciales (sensores) y temporales que hacen distinguible la señal P300 de un participante de los experimentos. Notar que este paso de calibración es necesario para entrenar el clasificador que aprenderá a distinguir la presencia o no de la señal cuando se estimula una opción, y así deducirá la intención del usuario. Este paso es el que individualiza el uso del dispositivo dado que es en este punto en el que la tecnología aprende la actividad específica del usuario adaptándose al mismo.

Por otro lado está el sistema robótico, el cual se ha implementado con dos tipos de robots. El primero es con un robot de altas prestaciones. Dicho robot es un Pioneer 3-DX comercial equipado con dos ordenadores. El ordenador de bajo nivel se encarga de las primitivas de control de movimiento de las ruedas y el de alto nivel se encarga del resto de las tareas computacionales. El principal sensor es un láser plano SICK situado en la parte frontal del vehículo que funciona a 5 Hz, con un campo de vista de 180° y 0.5° de resolución (361 puntos). Este sensor proporciona información sobre los obstáculos situados en la parte frontal del vehículo. El robot está además equipado con un lector de odometría, con una tarjeta de red inalámbrica que permite conectar el robot a una red, y con una cámara Canon VC-C4 orientable en ángulos pan/tilt situada sobre el

láser y que permite realizar una exploración visual del entorno. El segundo tipo de robot es un dispositivo comercial e-puck (Mondada et al., 2009) de bajo coste y de pequeñas dimensiones (7 cm de diámetro por 5.5 cm de altura y 150 gramos de peso) equipado con 8 sensores de proximidad infrarrojos y una cámara VGA de baja resolución (640 × 480 pixels).

El usuario controla el sistema de teleoperación por medio de la interfaz gráfica de acuerdo al siguiente protocolo. Inicialmente los sistemas robóticos se encuentran a la espera de una decisión del usuario y se establece como robot activo uno de ellos arbitrariamente. Se genera el proceso de estimulación sobre la ventana correspondiente al robot activo y una opción es seleccionada. Una vez que el sistema reconoce la opción deseada por el usuario dicha opción debe ser validada, y es entonces enviada al sistema robótico correspondiente para que el robot la ejecute. Mientras es ejecutada, la interfaz gráfica muestra vídeo en tiempo real capturado por la cámara del robot y el sistema congela el proceso de estimulación. Cuando la misión finaliza termina el envío de vídeo y el proceso de estimulación vuelve a empezar.

El presente sistema fue evaluado en tres estudios, los dos primeros con usuarios sanos y el tercero con un paciente de esclerosis lateral múltiple. En el primero de ellos se valoró el control del robot de altas prestaciones donde la teleoperación se realizó con los usuarios y la interfaz cerebro-computador en la Universidad de Zaragoza y el robot en la Universidad Politécnica de Cataluña. En el segundo con el control simultáneo de los dos robots de bajo coste con la interfaz cerebro-computador en la Universidad de Zaragoza y uno de los robots en la misma Universidad y el otro en un domicilio particular. En el tercer estudio, la interfaz cerebro computador estaba en el domicilio particular del paciente en Alemania y el robot en la Universidad de Zaragoza. De la misma forma que con la silla de ruedas, el resultado general del estudio es que todos los usuarios fueron capaces de usar con éxito el dispositivo con relativa facilidad, mostrando una gran adaptación y coherencia. A resaltar que esta tecnología fue utilizada con éxito con pacientes de forma que el proceso de aprendizaje individualizado de la actividad cerebral de la interfaz cerebro-computador funcionó correctamente para el reconocimiento del potencial evocado P300.

Brazo manipulador controlado por actividad cerebral

En la presente sección se presentan dos paradigmas de control de un brazo robótico para realizar tareas de alcance en espacios tridimensionales controlado por una interfaz cerebro-computador. En el primero de los prototipos se decodifica la intención de movimiento de las posiciones del espacio deseadas y el robot

realiza las tareas de movimiento hasta los destinos deseados por el usuario. Dicho dispositivo consta de una interfaz cerebro-computador basada en electroencefalografía (EEG) con un protocolo de control centrado en el potencial evocado P300, una interfaz gráfica que mediante realidad aumentada realiza el posicionamiento en la escena de los elementos involucrados, y por último la comunicación de ésta con el sistema robótico para que ejecute el movimiento hasta el destino deseado. En el segundo paradigma de control del brazo robótico, la actividad cerebral del usuario es utilizada para aprender por aprendizaje por refuerzo su política de estados y acciones en el espacio de control. En otras palabras, el sujeto no opera directamente el dispositivo, sino que evalúa de forma natural sus acciones mientras éste aprende de manera autónoma cómo realizar la tarea. De la evaluación de las acciones por el usuario se obtiene de la decodificación de los potenciales evocados de error (Falkestein et al., 2000), (Chavarriaga et al. 2010), (Iturrate et al. 2010), potenciales que se evocan cuando el sujeto, en un contexto de monitorización, observa una diferencia entre la acción esperada y la acción ejecutada por el dispositivo. El robot utiliza esta información de evaluación dentro de un algoritmo de aprendizaje por refuerzo, el cual construye la política de estados-acciones en el espacio de la tarea. A continuación se describe la interfaz gráfica del primero de los paradigmas dado que se corresponde con un control de P300 similar a la silla de ruedas y el robot de teleoperación, y de forma más extendida el segundo de ellos.

En el primer paradigma de control, el objetivo es mover el brazo robótico hacia posiciones del espacio en 3 dimensiones. La interfaz cerebro-computador está basada en los potenciales visualmente evocados P300 y realidad aumentada con dos funciones. En primer lugar mostrar la escena en el espacio del robot mediante video en tiempo real, y en segundo lugar estimular diferentes posiciones en 3D dentro del campo de visión del usuario. En esta interfaz el usuario visualiza un mallado a modo de guía formado por cubos de colores según la profundidad que ocupan: verde posición más cercana al usuario, azul distancia media y rojo posición más lejana, los cuales sirven de soporte a la estimulación luminosa basada en planos. La interfaz gráfica diseñada cuenta con dos características destacables, la intuitividad y la capacidad de proporcionar al usuario una sensación de profundidad en cuanto a las posiciones del espacio posibles. Los estímulos visuales consisten en secuencias de posiciones posibles en el espacio distribuidas por planos que se presentan de una forma aleatoria al usuario (ver Figura 7). La posición final se calcula haciendo la intersección de los estímulos diana con los tres tipos de planos vertical, horizontal y transversal.

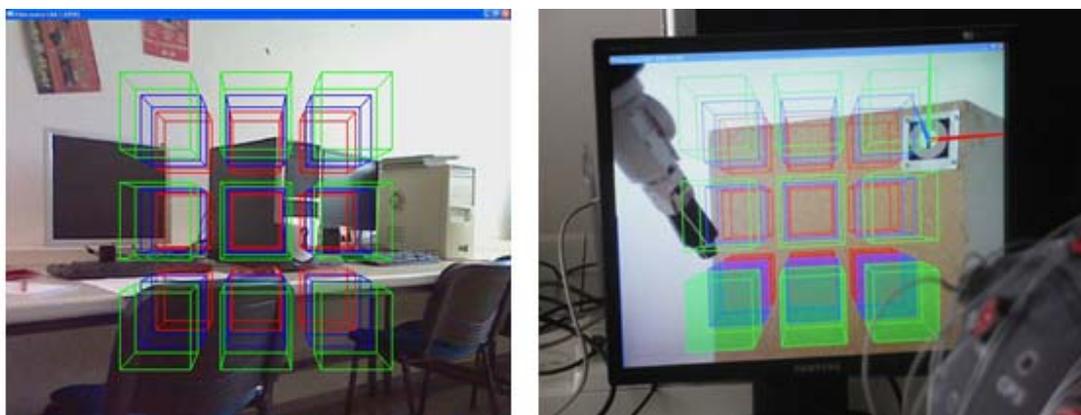


Figura 7: (Izquierda) Visión del usuario de la interfaz gráfica en donde aparece la vista del brazo robótico, el mallado 3D sobre impuesto que representa las posiciones a las que se puede mover el brazo. (Derecha) La estimulación se realiza por planos horizontales y verticales teniendo diferentes colores los cubos según su profundidad. En esta imagen se visualiza también la garra del brazo robótico en la esquina superior izquierda y en la esquina superior derecha el marcador que sirve para resolver la calibración entre la visión del robot y el usuario.

En el segundo dispositivo el brazo robótico, en vez de ser controlado a posiciones del espacio, el robot realiza movimientos mientras el usuario lo observa. Cuando el robot opera de forma incorrecta, el hecho de que el usuario lo perciba se debe en parte a la aparición de un potencial evocado de error, el cual es decodificado por la interfaz cerebro computador y transmitido al brazo robótico. Dicho brazo dispone de una tecnología que es capaz de aprender de los errores por aprendizaje por refuerzo, por lo que al cabo de un tiempo el robot aprende a realizar la tarea deseada por el usuario utilizando únicamente su actividad cerebral.

La interfaz cerebro-computador utiliza un amplificador de EEG con 16 electrodos colocados siguiendo el sistema internacional 10/20 con la tierra situada en la frente y la referencia en el lóbulo de la oreja izquierda. El EEG fue adquirido a 256 Hz. Finalmente, el EEG se filtró con un filtro de paso banda de [1-10] Hz y un filtro CAR. En este caso el objetivo es identificar para cada movimiento la aparición de un potencial de error, para lo cual se diseñó un clasificador de EEG con el objetivo de diferenciar entre las dos evaluaciones mentales (movimiento correcto o incorrecto del dispositivo). El diseño del clasificador tiene en dos fases: selección de características y entrenamiento del clasificador. La extracción y selección de características se realizó mediante un filtro espacio-temporal, cuya entrada son los ejemplos de entrenamiento obtenidos en una fase de calibración etiquetados, y la salida son las características extraídas. Para cada ejemplo, se usaron 8 canales fronto-centrales en una ventana de [200-800] ms submuestreados a 64 Hz, y concatenados formando un vector de 312 características. A continuación, las características fueron normalizadas y decorreladas con

Principal Component Analysis (PCA) usando todos los ejemplos. Finalmente, se llevó a cabo un proceso de selección de características mediante 5-fold cross-validation, reteniendo sólo las mejores características de acuerdo a un métrica de discriminabilidad (ver Figura 8). Finalmente, estas características de todos los ejemplos se usaron para entrenar un clasificador discriminante lineal (LDA). En relación con el sistema robótico se utilizó un algoritmo de aprendizaje por refuerzo modelado mediante procesos de decisión de Markov y cuyo objetivo es obtener una política la cual mapea el espacio de estados al espacio de acciones mediante la maximización de la recompensa esperada. Dicha recompensa es modelada mediante funciones matemáticas y actualizada con cada movimiento del robot con el resultado de la decodificación de la percepción del usuario obtenida por la interfaz cerebro computador.

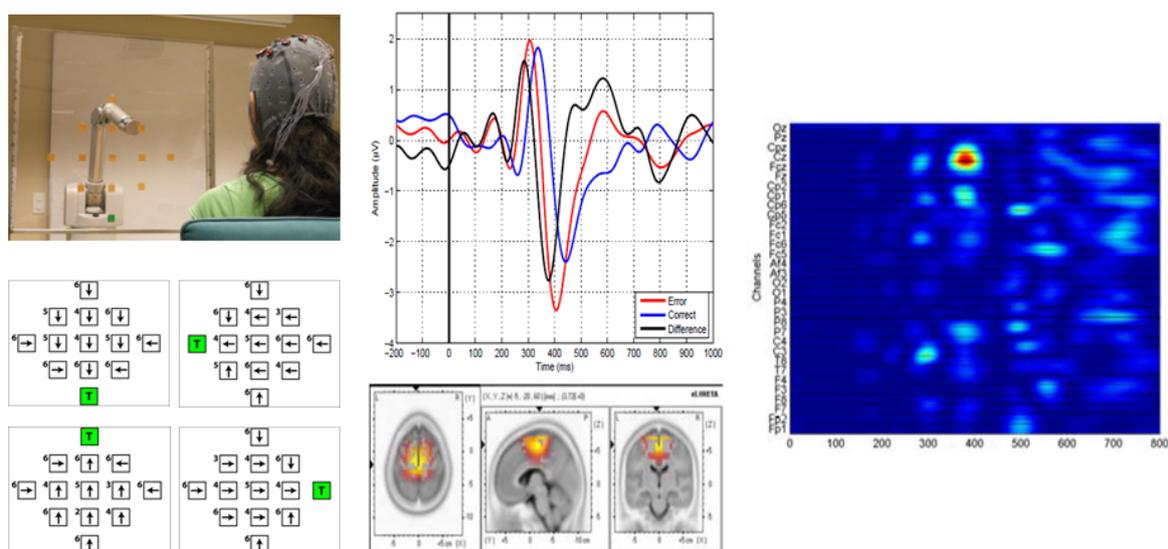


Figura 8: (Izquierda arriba) Visión del usuario observando el movimiento del brazo robótico hacia una posición en el espacio que es la objetivo marcada en color verde. (Izquierda abajo) Resultado del aprendizaje. Cada posición tiene dentro una flecha que indica la dirección de movimiento aprendida y el número de sujetos que la aprendieron correctamente para cada uno de las cuatro posiciones que se probaron. (Centro arriba) Grandes averajes de los potenciales donde se observa la principal negatividad en alrededor de 400ms después de la aparición del estímulo. (Centro abajo) La localización de fuentes en ese punto señala que la principal zona activa es el BA 24 correspondiente al ACC, el cual se cree que está involucrado en estos procesos de monitorización de errores. (Derecha) Test de discriminabilidad entre potenciales de error y de no error. Notar como la principal diferencia se encuentra a 400 ms en la zona central (Cz, FPz,CPz) de manera que esta es la información utilizada para entrenar el clasificador.

En la validación, 6 sujetos (edad media 27.33 años) realizaron los experimentos. Cada participante ejecutó cada experimento en una sesión de aproximadamente 3 horas en la que observaron movimientos realizados

por el brazo robótico evaluándolos como correctos o incorrectos, evitando mover los ojos o parpadear fuera de los periodos de descanso. Cada sesión se dividió en una fase de entrenamiento del clasificador (de duración variable), y una fase de aprendizaje del dispositivo en línea (de duración fija). Cada fase se dividió en varias ejecuciones, y cada ejecución consistió en 100 movimientos ejecutados por el dispositivo. En media, el rendimiento del clasificador para identificar los potenciales de error fue superior al 75% lo cual fue suficiente para permitir la convergencia del aprendizaje por refuerzo del brazo robótico, dado que los rendimientos para las clases correcto y error fueron siempre superiores al 50%. La Figura 8 muestra las políticas óptimas para cada uno de los objetivos usados durante el aprendizaje por refuerzo, así como el número de sujetos para los cuales el dispositivo fue capaz de aprender la política, que en porcentaje fue en un 84% de las ocasiones. Estos resultados demuestran que el paradigma diseñado mediante aprendizaje por refuerzo es viable, con un porcentaje de rendimiento muy alto incluso en entornos más realistas y complejos.

Líneas futuras de investigación

El presente documento describe varios dispositivos robóticos para el control de robots controlados por medio de la actividad cerebral con el objetivo de mejorar la calidad de vida de personas con deficiencias motoras. Los dispositivos cubren un gran rango de aplicabilidad para sustitución motora que va desde miembro superior (manipulación en entornos cercanos) hasta miembro inferior (desplazamiento por el entorno y telepresencia remota). Las futuras líneas de investigación y algunas tendencias en la materia se resumen a continuación.

En primer lugar, aunque los dispositivos robóticos actuales cumplen su función de sustitución motora, una de las limitaciones de los mismos es que utilizan procesos mentales no naturales para que la interfaz cerebro-computador pueda obtener las intenciones del usuario. Lo deseable sería que se obtuviesen directamente las intenciones de control del dispositivo. Hace unos años comenzó una nueva tendencia de investigación que planteaba la decodificación de movimiento natural de miembros superiores directamente del EEG (Bradberry et al. 2010), sin embargo, recientemente se ha demostrado que estos resultados eran debidos a un artefacto del análisis y no a la decodificación (Antelis et al. 2012a) cerrando de momento esta línea de investigación. De esta forma, la nueva tendencia dentro de la interfaz cerebro-computador es entender esta interfaz no como única fuente de control sino como un sensor inteligente dentro del dispositivo robótico y así integrarlo con otros sensores para mejorar el comportamiento del robot. En esta línea ya se han empezado a obtener

resultados prometedores en la decodificación natural tanto de la intención de movimiento (Antelis et al. 2012b) como en la decodificación de la atención al movimiento (Antelis et al, 2012c), ambos con miembro superior. Notar que ambos procesos son de vital importancia para la rehabilitación motora mediada por dispositivos robóticos.

En segundo lugar, otra forma de mirar al problema de la integración entre la actividad eléctrica del cerebro y el sistema robótico no es tanto enfocarse en el control directo del dispositivo (por la misma razón que anteriormente) sino en extraer información del dispositivo útil para que el robot aprenda la tarea de control (Iturrate et al. 2012a). Estos recientes resultados en parte descritos en el presente documento tienen las siguientes ventajas. En principio, este nuevo paradigma es natural (el usuario evalúa acciones de un dispositivo), de bajo esfuerzo (el ratio de interacción es bajo), la tarea se aprende de forma subjetiva (el robot aprende de acuerdo a las preferencias del usuario), y escalable a tareas más complejas (dado que las limitaciones de aprendizaje se trasladan al robot). Los resultados hasta la fecha demuestran la viabilidad del nuevo paradigma, abriendo la puerta al diseño de nuevas aplicaciones para el control complejo de dispositivos protésicos, con una interacción natural entre usuario y dispositivo. Sin embargo, para su implantación efectiva falta por entender como realizar la decodificación continua de estos potenciales y demostrar su escalabilidad hacia tareas más complejas como coger un vaso.

En tercer lugar y más relacionado con la interfaz cerebro-computador, un problema actual es el proceso de calibración. Para que la tecnología aprenda a reconocer los potenciales cerebrales del usuario se necesita durante cada sesión una recogida de datos de unos 20-30 minutos dependiente del tipo de actividad cerebral relacionada. Esto supone una carga de trabajo muy grande por parte del usuario antes de empezar a utilizar el dispositivo y pone en riesgo su aplicabilidad práctica en pacientes. En esta línea se está trabajando en reducir dicho tiempo de calibración a pocos minutos y recientemente se ha logrado conseguirlo en actividad evocada en el dominio temporal (Iturrate et al. 2012b), falta por hacer esto mismo para toda la actividad caracterizada en el dominio frecuencial.

En cuarto y último lugar, la gran mayoría de la investigación que se está realizando en interfaces cerebro-computador se está haciendo sobre sujetos sanos. Sin embargo, la premisa de que esta tecnología podrá ser trasladada a pacientes no está tan clara en función de la patología sobre la que se aplique. Por ejemplo, para rehabilitación motora después de un ictus en la corteza motora no se puede asumir que los patrones motores seguirán intactos, o para utilizar la tecnología en lesionados medulares no puede asumirse que los patrones motores existen dado que se sabe que dichos patrones se pierden cuando el paciente se hace crónico. En

ambos casos todas las tecnologías de interfaz cerebro-computador que se hayan desarrollado basadas en decodificación de ritmos motores estarán siempre comprometidas. En esta línea se está trabajando para desarrollar interfaces que sean válidas para los pacientes (Antelis et al. 2012b) o en intervenciones que mejoren los ritmos motores para su posterior decodificación (Lopez-Larraz 2012).

Referencias

Wolpaw, J. R., D. J. McFarland, G. W. Neat and C. A. Forneris (1991). An EEG-based brain-computer interface for cursor control. *Electroencephalography and clinical neurophysiology* 78(3), 252–259.

Birbaumer, N., N. Ghanayim, T. Hinterberger, I. Iversen, B. Kotchoubey, A. Kubler, J. Perelmouter, E. Taub and H. Flor (1999). A spelling device for the paralyzed. *Nature* 398, 297–298.

Karim, A. A., Hinterberger and J. Richter (2006). Neural Internet: Web surfing with brain potentials for the completely paralyzed. *Neurorehabilitation and Neural Repair* 20(4), 508–515.

del R. Millán, J., F. Renkens, J. Mourino and W. Gerstner (2004). Noninvasive brain-actuated control of a mobile robot by human EEG. *Biomedical Engineering, IEEE Transactions on* 51(6), 1026–1033.

Popovic, M.R., D.B. Popovic and T. Keller (2002). Neuroprostheses for grasping. *Neurological Research* 24(5), 443–452.

Iturrate, I., J. Antelis, A. Kubler and J. Mínguez (2009). A Non-Invasive Brain-Actuated Wheelchair based on a P300 Neurophysiological Protocol and Automated Navigation. *IEEE Transactions on Robotics* 25(3), 614–627.

Escolano C., J.M. Antelis, and J. Mínguez (2012) A telepresence mobile robot controlled with a non-invasive brain-computer interface. *IEEE Transactions on Systems, Man, and Cybernetics-Part B: Cybernetics*, Vol. 42, no. 3, pp. 793–804.

Noé R., C. Escolano, L. Montesano, and J. Mínguez (2011). Desarrollo de un sistema de control de brazo robot para la realización de tareas de alcance por medio de una interfaz cerebro computador, VI Congreso Iberoamericano de Tecnologías de Apoyo a la Discapacidad (Iberdiscap).

Luth T., D. Ojdanic, O. Friman, O. Prenzel, and A. Graser (2007). Low level control in a semi-autonomous rehabilitation robotic system via a Brain-Computer Interface. *IEEE 10th International Conference of*

Rehabilitation Robotics (ICORR).

Rebsamen B., C.L. Teo, Q. Zeng, M.H. Ang, E. Burdet, C. Guan, H. Zhang, and C. Laugier (2007). Controlling a Wheelchair Indoors Using Thought. *IEEE Intelligent Systems*, vol. 07, pp. 1541–1672.

Ferreira A., R.L. Silva, W.C. Celeste, T.F. Bastos, and M. Sarcinelli (2007). Human-Machine Interface Based on Muscular and Brain Signals applied to a Robotic Wheelchair. *IOP Publishing Ltd.*, vol. 07, pp.1541–1672, 2007.

Vanacker G., J.d.R.Millan, E. Lew, P. W.Ferrez, F.G. Moles, J. Philips, H. V. Brussel, and M. Nuttin (2007). Context-Based Filtering for Assisted Brain-Actuated Wheelchair Driving. *Computational Intelligence and Neuroscience*.

Patel S.H. and P.N. Azzam (2005), “Characterization of N200 and P300: Selected Studies of the Event-Related Potential,” *International Journal of Medical Sciences*, pp. 147–154.

Escolano C., A. Ramos Murguialday, T. Matuz, N. Birbaumer, and J. Mínguez (2011a). A telepresence robotic system operated with a P300-based brain-computer interface: Initial tests with ALS patients, *International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*.

Escolano C. and J. Mínguez (2011b). Sistema de teleoperación multi-robot basado en interfaz cerebro-computador. *Revista Iberoamericana de Automática e Informática Industrial (RIAI)*, Volume 8, Number 2, pages 16-23.

Iturrate I., R. Chavarriaga, L. Montesano, J. Mínguez, J. del R. Millan (2012a). Is robot control the only way with a brain-machine interface? A robot learning paradigm. Under review.

Montesano, L., M. Diaz, S. Bhaskar and J. Mínguez (2010). Towards an Intelligent Wheelchair System for Cerebral Palsy Subjects. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*.

Farwell, L.A. and E. Donchin (1988). Talking off the top of your head: toward a mental prosthesis utilizing event-related brain potentials. *EEG Clinical Neurophysiology* 70(6), 510–23.

Krusienski, D. J., E. W. Sellers, F. Cabestaing, S. Bayouth, D. J. McFarland, T. M. Vaughan and J. R. Wolpaw (2006). A comparison of classification techniques for the P300 Speller. *Journal of Neural Engineering* 3, 299–305.

Montesano L., J. Mínguez, L. Montano (2006). Lessons Learned in Integration for Sensor-Based Robot Navigation Systems. *International Journal of Advanced Robotic Systems*, Volume 3, no. 1, Pages 85-91.

Mondada, F., M. Bonani, X. Raemy, J. Pugh, C. Cianci, A. Klapacz, S. Magnenat, J.C. Zufferey, D. Floreano and A. Martinoli (2009). The e-puck, a Robot Designed for Education in Engineering. In: *Proceedings of the 9th Conference on Autonomous Robot Systems and Competitions*. Vol. 1. pp. 59–65

Falkenstein M., J. Hoormann, S. Christ, and J. Hohnsbein (2000), ERP components on reaction errors and their functional significance: A tutorial. *Biological Psychology*, vol. 51, pp. 87–107.

Chavarriaga R. and J.d.R. Millán (2010). Learning from EEG error-related potentials in noninvasive brain-computer interfaces. *IEEE T. on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, vol. 18, no. 4, pp. 381–388.

Iturrate I., L. Montesano, and J. Mínguez (2010). Robot reinforcement learning using EEG-based reward signals,” in *IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA)*, pp. 4822–4829.

Bradberry T.J., R. J. Gentili, and J. L. Contreras-Vidal (2010), “Reconstructing three-dimensional hand movements from noninvasive electroencephalographic signals,” *J. of Neuroscience*, vol. 30, pp. 3432–3437.

Antelis J.M., L. Montesano, A. Ramos-Murguialday, N. Birbaumer and J. Mínguez (2012a). On the Usage of Linear Regression Models to Decode Limb Kinematics from Low Frequency Neural Signals. Under review.

Antelis J.M., L. Montesano, A.R. Murguialday, N. Birbaumer, and J. Mínguez (2012b). Continuous decoding of intention to move from contralesional hemisphere brain oscillations in severely affected chronic stroke patients, *International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*.

Antelis J.M., L. Montesano, X. Giralt, A. Casals, J. Mínguez (2012c). Detection of movements with attention or distraction to the motor task during robot-assisted passive movements of the upper limb, *International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*.

I. Iturrate, R. Chavarriaga, L. Montesano, J. Mínguez, and J.d.R. Millan (2012b). Latency Correction of Error Potentials between Different Experiments Reduces Calibration Time for Single-Trial Classification, *International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*.

López-Larraz E., J.M. Antelis, A. Gil-Agudo, L. Montesano, and J. Mínguez Continuous Decoding of Motor Attempt and Motor Imagery from EEG Activity in Spinal Cord Injury Patients, *International Conference of*

the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society.