

# Dispositivos robóticos de rehabilitación basados en Interfaces Cerebro-Ordenador: silla de ruedas y robot para teleoperación

Iñaki Iturrate, Carlos Escolano, Javier Antelis, Javier Minguez  
*Departamento de Informática e Ingeniería de Sistemas (I3A)*  
*Universidad de Zaragoza*

*iturrate@unizar.es, cescolan@unizar.es, antelis@unizar.es, jminguez@unizar.es*

## Resumen

*Este artículo describe dos dispositivos de rehabilitación cuyo funcionamiento se apoya únicamente en el pensamiento, ambos desarrollados en la Universidad de Zaragoza: el primero de ellos es una silla de ruedas con navegación autónoma y controlada con el pensamiento, mientras que el segundo es un robot controlado con el pensamiento para realizar tareas de teleoperación de manera remota. Básicamente, el usuario observa una reconstrucción virtual del entorno en tiempo real (silla de ruedas) o video real capturado por una cámara y con diferentes aspectos añadidos de realidad aumentada (robot), y se concentra en el área del espacio a alcanzar. Un proceso de estimulación visual elicit el fenómeno neurológico (P300 en este caso), el procesado de señal EEG detecta el objetivo, y a continuación es enviado al sistema de navegación autónomo, que conduce el dispositivo hasta el lugar deseado esquivando los obstáculos detectados. Estos sistemas han sido rigurosamente validados con diez usuarios sanos (cinco por cada aplicación). El resultado general es que todos los usuarios usaron correctamente los dispositivos con relativa facilidad y adaptabilidad.*

## 1. Introducción

En la actualidad existen determinadas enfermedades, especialmente de tipo degenerativo, que provocan paulatinamente la incapacidad de uso de cualquier tipo de actividad muscular, como la Esclerosis Lateral Amiotrófica (ELA). Así, la interacción habitual de pacientes con este tipo de enfermedades con una máquina resulta imposible, y el único canal de comunicación disponible pasa a ser el cerebro. Asimismo, esta idea también es aplicable

por ejemplo a personas que hayan perdido alguna extremidad, a las que se les podría implantar un brazo o pierna robótica. A partir de estas premisas nacen las tecnologías llamadas Interfaces Cerebro-Ordenador.

Entendemos por Interfaces Cerebro-Ordenador, o Brain-Computer Interfaces (BCI de ahora en adelante) aquellos interfaces que permiten una interacción con el usuario utilizando únicamente las señales cerebrales del mismo. Es decir, esta tecnología permite el control de aplicaciones con la mente, evitando el uso de cualquier otro tipo de actividad muscular por parte del usuario. De esta manera, surge un campo virgen de investigación que en los últimos años ha recibido un creciente interés.

Uno de los aspectos que marcan la diferencia en este campo es el tipo de técnica utilizado para medir la actividad cerebral. En EEUU la investigación viene dominada por las técnicas invasivas en animales, en donde se introduce un sensor directamente en el cerebro. La ventaja es la nitidez de la señal, a costa de los problemas éticos que conlleva. Por esta razón, en Europa la investigación tiende a utilizar técnicas denominadas no-invasivas (concretamente el electroencefalograma o EEG) que están basadas en la colocación de unos sensores en un gorro colocado en la superficie del cráneo. La principal desventaja es que la señal medida es mucho peor, pero a cambio se trabaja con una clara aplicabilidad a humanos.

En este contexto, surge la idea del desarrollo de aplicaciones que hagan uso de esta tecnología emergente, diseñadas para personas con discapacidades físicas severas. Hoy en día existen numerosos interfaces que estas personas pueden usar para controlar dispositivos asistidos. Sin embargo, todas estas aproximaciones requieren, en mayor o menor medida, de determinada actividad muscular.

La ventaja que aportan las técnicas BCI, como ya se ha comentado, es la eliminación de esa necesidad, ofreciendo al usuario la posibilidad de controlar estos dispositivos únicamente con el pensamiento. El abanico de aplicaciones que surge a partir de este concepto es enorme, desde el control de una silla de ruedas hasta el implante de un brazo robótico controlado de manera natural.

Actualmente, existen diversas investigaciones en este ámbito. Hasta la fecha, los sistemas basados en EEG han sido usados por humanos para controlar un ratón en la pantalla [1], para comunicación como un deletreador [2], como un navegador web [3], etc. En lo que respecta a robots controlados con la mente, el primer control se realizó en el 2004 [4], y desde entonces, la investigación se ha centrado en manipuladores [5], humanoides de pequeño tamaño [6] y sillas de ruedas [7], [8], [9].

Partiendo de esta base, en la Universidad de Zaragoza se han desarrollado dos sistemas que presentan aplicaciones con diversas innovaciones: la primera de ellas, una nueva aproximación de una silla de ruedas controlada con el pensamiento, donde se tratan de paliar determinadas deficiencias de las soluciones anteriores; la segunda de ellas, el control de un robot con el pensamiento y situado en una localización remota, es decir, una teleoperación. Para ambas aplicaciones se ha seguido una rigurosa metodología de diseño de experimentos, así como una exhaustiva evaluación de los posteriores resultados obtenidos, realizados con cinco usuarios sanos. El resultado general obtenido es que todos los usuarios fueron capaces de utilizar correcta y eficientemente los prototipos diseñados, demostrando además una gran adaptación ante cambios del entorno y una gran robustez de los sistemas desarrollados.

## 2. Diseño del sistema de la silla de ruedas

La investigación en dispositivos cerebro-máquina aplicados al control humano se ha desarrollado en dos direcciones fundamentales: neuroprótesis y sillas de ruedas controladas con el pensamiento. Las sillas de ruedas se centran en ofrecer facilidad en la asistencia de movilidad para lograr completar tareas de navegación complejas. Estos dispositivos han demostrado que mejoran la calidad de vida, la independencia y la autoestima de los usuarios.

A continuación describimos un nuevo concepto de silla de ruedas controlada con el pensamiento, que hace uso del protocolo neurofisiológico sincrónico P300, integrado en un constructor gráfico de escenarios en tiempo real, y que incorpora características avanzadas de navegación autónoma (Figura 1).

De manera resumida, el usuario observa una pantalla con una reconstrucción virtual del entorno

en tiempo real, a partir de la información enviada de escáner láser. Mediante esta representación, el usuario se concentra en el área del espacio a alcanzar. Un proceso de estimulación visual elicit el fenómeno neurofisiológico y el procesamiento de señal detecta el objetivo. Entonces, esta localización se envía al sistema de navegación autónoma, que conduce a la silla hasta el lugar deseado evitando los obstáculos estáticos y dinámicos detectados por el láser.

Desde el punto de vista de la navegación, en este sistema 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 procesos mentales agotadores.

El diseño del sistema está compuesto de dos módulos principales: (i) el sistema cerebro-ordenador, que decodifica la intención del usuario y (ii) el sistema de navegación que ejecuta las decisiones deseadas por el usuario. Además, existe un sistema de comunicaciones, que es el encargado del intercambio de información entre ambos módulos.

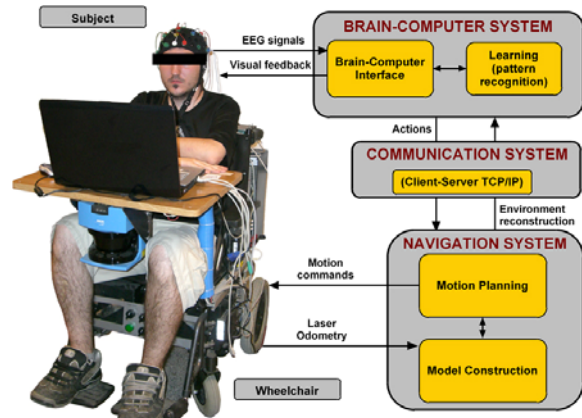


Figura 1: diseño de la silla de ruedas controlada con el pensamiento, los módulos principales y el flujo de información entre ellos.

### 2.1. Sistema cerebro-ordenador

El protocolo neurofisiológico seguido en nuestro estudio se basa en una respuesta relacionada a eventos, el potencial visualmente evocado P300 [10]. Este potencial se manifiesta como una deflexión positiva en voltaje, con una latencia de aproximadamente 300 milisegundos en la señal EEG después de la aparición del estímulo objetivo, entre

una secuencia aleatoria de estímulos no-objetivo (ver Figura 2).

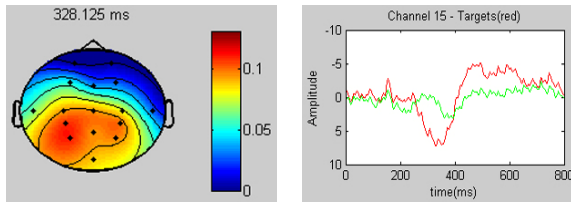


Figura 2. (Izquierda) Gráfica topográfica de la distribución EEG en la cabeza a 300 ms. El área con más actividad (parte media-baja de la cabeza) está en el lóbulo parietal, donde el potencial P300 se elicit. (Derecha) Respuesta P300 típica. La línea roja muestra la actividad EEG en un canal (elicitada por el estímulo objetivo), y la línea verde corresponde a la actividad por un estímulo no-objetivo.

Además de la unidad de procesamiento de señal, el sistema cerebro-ordenador incluye una interfaz gráfica. 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 elicit 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 3). Los aspectos gráficos de este módulo están basados en un estudio previo con una silla de ruedas con una pantalla táctil, adaptada para pacientes disminuidos [11].

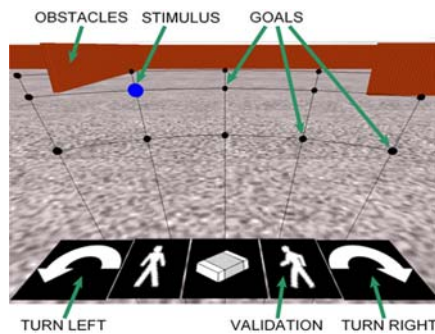


Figura 3: interfaz gráfica diseñada.

La información mostrada en la pantalla es una reconstrucción del escenario real, para la selección de comandos por parte del usuario. El entorno 3D es construido a partir de un mapa 2D, construido a su vez en tiempo real por el sistema de navegación autónoma. En otras palabras, la información visual de la pantalla es una reconstrucción simplificada de la percepción del usuario. El uso de un mapa online

en lugar de uno construido a priori otorga al sistema con la flexibilidad para trabajar en entornos desconocidos. Esto es debido a que los mapas online se adaptan rápidamente a los cambios del entorno, como por ejemplo personas moviéndose u obstáculos no predichos como sillas o mesas. Los obstáculos son representados mediante paredes. Finalmente, el resto de la información mostrada es usada para la selección de comandos: el mallado sobre el suelo mapea las diferentes posibilidades de destinos alcanzables, donde la primera fila es la que tiene los destinos más lejanos; las paredes esconden los destinos inalcanzables; los botones con flechas giran el vehículo  $\pm 90^\circ$  su posición; los botones representados como luces de tráfico representan (i) validar los comandos el usuario o (ii) parar el vehículo; y la goma representa la opción de borrar selección. En la versión actual el botón de STOP y la goma no se usan, pero se han tenido en cuenta para la siguiente versión del prototipo de interfaz. Todos los elementos del interfaz son customizables en cuanto a color, textura, forma, tamaño y localización se refiere. Esta característica cobra relevancia en las sesiones de *screening*, comentadas en el siguiente apartado, ya que fueron usadas para equilibrar las capacidades y preferencias del usuario con el rendimiento del sistema (recaltar que la elicitación de la P300 se ve afectada por estos cambios).

El otro aspecto de la interfaz gráfica es el proceso de estimulación para elicit la P300 cuando el usuario esta concentrándose en una opción. Una opción es “estimulada” mostrando un círculo en la misma (Figura 3). 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, seguimos el paradigma de estimulación de Farwell y Donchin [12]. En este paradigma, la aparición de los estímulos se realiza por filas y por columnas en lugar de mostrar cada opción individualmente. Por tanto, en nuestro interfaz hay 9 estimulaciones (filas más columnas) y 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.



Figura 4: Capturas de diferentes sujetos durante los experimentos.

## 2.2. Sistema de navegación

El otro módulo consiste en el sistema de navegación integrado en la silla. La silla de ruedas robótica fue construida a partir de una silla de ruedas eléctrica comercial, que cumplía con los requisitos de movilidad y ergonomía del usuario. Tiene dos ordenadores: 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 BCI. El sensor principal es un láser planar SICK, situado en la parte frontal del vehículo. Hemos incorporado al robot una tecnología autónoma de navegación que es capaz de conducir el vehículo al destino dado evitando cualquier tipo de obstáculos, ya sean estáticos o dinámicos, detectados por el sensor láser [13]. 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 desarrollada cada unidad y enlazadas mediante un sistema de comunicaciones, el sistema global está completamente preparado para ser usado. Básicamente, 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, y después en la opción de validación. Una vez la opción se valida, se envía a la silla de ruedas, y el proceso de estimulación se para. 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.

## 3. Metodología y evaluación

Se seleccionaron diversos usuarios para la realización de los experimentos, de acuerdo a determinados criterios de inclusión. Concretamente, cinco usuarios sanos, varones, de 22 años de edad, estudiantes de la Universidad y diestros participaron en los mismos. Ninguno de ellos había utilizado una silla de ruedas eléctrica con anterioridad. El estudio se realizó en el laboratorio de BCI de la Universidad de Zaragoza. A continuación se resumen las primeras dos fases, y nos centraremos en la tercera ya que involucra al dispositivo de rehabilitación como tal.

La primera fase fue la sesión de *screening*. El objetivo de esta sesión era el de 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. La segunda fase consistió en una subfase de 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 preestablecidos. 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. Diseñamos dos circuitos que el usuario tuvo que resolver navegando autónomamente con la silla. El primer circuito fue diseñado para la realización de tareas de maniobrabilidad compleja y la esquivación de obstáculos en entornos cerrados. El segundo circuito consistía en la navegación por espacios abiertos.

En lo que respecta a los resultados de los experimentos, el lector es dirigido a [14] para más detalles sobre las dos primeras evaluaciones, y nos centramos en la evaluación del dispositivo BCI como tal. El resultado general 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 (Figura 4). A

continuación se detalla una evaluación general de la silla de ruedas, una evaluación particular del rendimiento de BCI y un análisis de coherencia.

1) *Rendimiento general*: seguimos aquí las métricas propuestas en [11] para evaluar el rendimiento de sillas de ruedas autónomas:

- Éxito en la tarea: si la tarea se realizó con éxito.
- Longitud del camino: distancia recorrida para completar la tarea.
- Tiempo: tiempo en completar la tarea.
- Colisiones: número de colisiones.
- Rendimiento BCI: rendimiento del sistema de reconocimiento.
- Número de misiones: una misión es definida como la selección de un destino + validación.

Los resultados se muestran en las tablas I y II.

**Tabla I: Rendimiento general, tarea 1**

	min	Max	Mean	Std
Long. recorrida (m)	12.8	19.0	15.7	2.0
Tiempo (seg)	448	834	571	123
Rendimiento BCI práctico	0.88	1	0.95	0.04
# misiones	8	14	9.6	1.9

**Tabla II: Rendimiento general, tarea 2**

	min	Max	mean	Std
Long. recorrida (m)	37.5	41.4	39.3	1.3
Tiempo (seg)	507	918	659	130
Rendimiento BCI práctico	0.81	1	0.94	0.07
# misiones	7	12	9.2	2.9

Todos los usuarios navegaron autónomamente y con éxito por los dos circuitos, lo que es el mejor indicador de la utilidad del dispositivo. No ocurrieron colisiones durante los experimentos. La longitud del camino, tiempo tomado y número de misiones fue muy similar para todos los usuarios, lo que indica un rendimiento similar entre usuarios. La interacción con el dispositivo fue también satisfactoria ya que el rendimiento en media siempre fue superior al 94%. Entendemos que estos resultados son esperanzadores, ya que los experimentos fueron realizados en escenarios diseñados cuidadosamente para cubrir muchas de las situaciones reales de navegación de estos dispositivos.

2) *Rendimiento BCI*: ha habido diversas métricas para evaluar el rendimiento de BCI [15]. Basándonos en ellas, proponemos las siguientes:

- Rendimiento BCI teórico: selecciones correctas de BCI vs total de selecciones.
- Errores totales: número de selecciones incorrectas

- Errores útiles: selecciones de BCI incorrectas que el usuario decidió reutilizar.
- Rendimiento BCI práctico: selecciones correctas más errores útiles vs total de selecciones.

Los resultados se muestran en las tablas III y IV.

**Tabla III: Rendimiento de BCI, tarea 1**

	min	max	mean	std
Rendimiento BCI teórico	0.85	1	0.93	0.05
Rendimiento BCI práctico	0.88	1	0.95	0.04
# total de errores	0	4	1.6	1.35
# errores útiles	0	1	0.3	0.48

**Tabla IV: Rendimiento de BCI, tarea 2**

	min	max	mean	std
Rendimiento BCI teórico	0.77	1	0.92	0.07
Rendimiento BCI práctico	0.81	1	0.94	0.07
# total de errores	0	7	1.9	2.13
# errores útiles	0	1	0.4	0.52

El rendimiento teórico en media fue siempre superior al 92%, indicando un gran rendimiento. Hemos distinguido entre rendimiento teórico y práctico. Esto es debido a que en algunas situaciones, aunque el sistema BCI no reconoció la selección del usuario, la selección de BCI fue usada por el usuario para completar la misión. Estos errores son casi el 20% del total, haciendo que el rendimiento práctico sea superior al teórico. Además, redujeron el tiempo para selecciones y validaciones.

3) *Análisis de coherencia*: a continuación resumimos los resultados principales de un análisis de coherencia de las sesiones de experimentación, esto es, cuán coherentes fueron las dos ejecuciones de una misma tarea y cuán coherente fue la ejecución de las tareas entre los usuarios. Proponemos el número de selecciones, misiones, distancia y fallos de BCI normalizados en tiempo como la base para este estudio. Para la medición de coherencia, usamos el coeficiente de correlación de Pearson: valores cercanos a uno indican alta coherencia, valores lejanos a uno indican baja coherencia.

La coherencia entre ejecuciones de un mismo circuito indica el grado de similitud entre las dos ejecuciones que cada usuario realizó de cada tarea. Para todos los usuarios, este valor fue siempre superior a 0.98, indicando que la coherencia entre ejecuciones es muy alta. Entendemos por los resultados que todos los usuarios usaron el dispositivo para resolver cada tarea de una manera coherente.

La coherencia entre usuarios representa el grado de similitud entre las ejecuciones de un usuario respecto las de los otros usuarios. Los resultados de este análisis se muestran en las tablas V y VI.

**Tabla V: Coherencia entre usuarios, tarea 1**

	S1	S2	S3	S4	S5
S1	1	0.962	0.984	0.953	0.981
S2	-	1	0.941	0.951	0.976
S3	-	-	1	0.977	0.975
S4	-	-	-	1	0.984
S5	-	-	-	-	1

Tabla VI: Coherencia entre usuarios, tarea 2

	S1	S2	S3	S4	S5
S1	1	0.960	0.916	0.953	0.998
S2	-	1	0.963	0.987	0.970
S3	-	-	1	0.989	0.925
S4	-	-	-	1	0.959
S5	-	-	-	-	1

Los valores de coherencia son siempre superiores a 0.92, por tanto la coherencia entre usuarios es muy alta. Este resultado sugiere que todos los usuarios usaron el dispositivo para resolver las tareas de navegación coherentemente y de manera análoga.

#### 4. Diseño del sistema de teleoperación

La habilidad de teleoperar robots con la mente en un escenario remoto abre una nueva dimensión de posibilidades para pacientes con severas discapacidades neuromusculares: estos dispositivos de rehabilitación proporcionan a los pacientes – incapaces de salir de sus entornos clínicos – una entidad física personificada en un entorno real (en cualquier parte del mundo) preparada para percibir, explorar, manipular e interactuar; únicamente controlada con la actividad mental, que podría ser el único grado de libertad del que dispusieran.

Aquí describimos el primer sistema de teleoperación humano controlado con la mente y utilizando métodos no invasivos, basado en electroencefalografía (EEG). Este sistema cuenta con una estación del usuario (entorno clínico del paciente) y una estación del robot (situado en cualquier parte del mundo), ambos localizados remotamente pero conectados a través de internet (Figura 5). La idea subyacente del sistema es que en la estación del usuario, el sistema cerebro-ordenador decodifica las intenciones del usuario, las cuales se transfieren al sistema robótico a través de internet. El usuario puede alternar entre un modo de navegación del robot (para el control del movimiento del robot) y un modo de control de la cámara (para controlar la orientación de la cámara). Además, la cámara manda video en tiempo real del entorno de la estación del robot, el cual es usado por el usuario como una retroalimentación visual para la toma de decisiones y el control del sistema.

El sistema de teleoperación con la mente está compuesto por dos módulos principales: (i) el sistema cerebro-ordenador que decodifica las intenciones del usuario, y (ii) el sistema robótico que ejecuta las decisiones del usuario. Además, existe un

sistema de comunicaciones entre ellos por medio de internet para poder intercambiar la información necesaria.

#### 4.1. Sistema cerebro-ordenador

El protocolo neurofisiológico seguido en nuestro estudio está basado en el potencial visualmente evocado P300, al igual que en el sistema de la silla de ruedas anteriormente descrito (ver sección 2). Este sistema incorpora un interfaz gráfico con dos funcionalidades: (i) muestra visualmente un conjunto predefinido de opciones que los usuarios pueden seleccionar, y (ii) lleva a cabo el proceso de estimulación para producir el potencial P300, y por tanto, permitir a este sistema decodificar las intenciones del usuario.

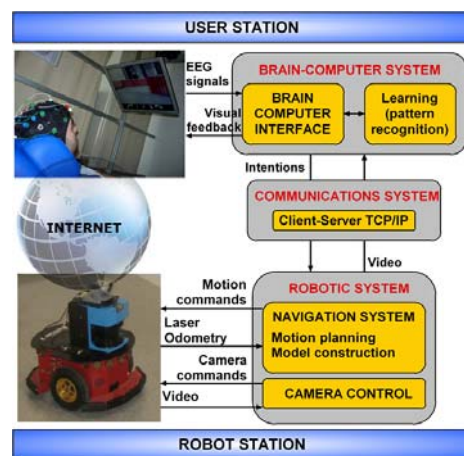


Figura 5: Esta figura muestra el diseño del robot teleoperado con la mente, las dos estaciones, los principales sistemas que lo componen y el flujo de información entre ellos.

En cuanto a la primera funcionalidad, la base del interfaz gráfico es el video en tiempo real recibido a través de la cámara del robot, situada sobre éste. Este video es aumentado por información superpuesta relacionada con los dos modos de teleoperación: el modo de navegación del robot y el de control de la cámara.

El modo de navegación del robot permite al usuario controlar el movimiento del robot (Figura 6). Superpuesto al vídeo se muestran los obstáculos del entorno como muros semitransparentes. Además, existe una malla de posibles destinos sobre el suelo que el usuario puede seleccionar para ordenar al robot alcanzar dicha posición. Los obstáculos ocultan los destinos no alcanzables de la malla. Los iconos en la parte de abajo del interfaz representan las siguientes acciones, de izquierda a derecha: (i) girar el robot 45° a la izquierda, (ii) refrescar el video recibido para realizar una selección basada en una información más reciente del entorno, (iii) cambiar al

modo de control de la cámara, (iv) validar la selección previa, y (v) girar el robot 45° a la derecha.

El modo de control de la cámara permite cambiar la orientación de la cámara para realizar una exploración visual del entorno (Figura 7). Superpuesto al video hay una malla de posiciones, situadas uniformemente sobre un plano en 2D en frente de la cámara, las cuales el usuario puede seleccionar para orientar la cámara en esa dirección. Los iconos en la parte de abajo del interfaz representan las siguientes acciones, de izquierda a derecha: (i) alinear el robot con la orientación horizontal de la cámara y cambiar al modo de navegación del robot, (ii) refrescar el video, (iii) cambiar al modo de navegación del robot, (iv) validar la selección previa, y (v) poner la cámara en su orientación inicial.

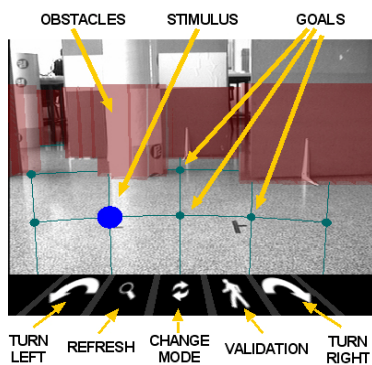


Figura 6: Interfaz gráfica en el modo de navegación del robot.

En cuanto a la segunda funcionalidad, el proceso de estimulación debe producir el potencial P300 cuando el usuario se concentra en una opción determinada del interfaz. Las opciones del interfaz se “estimulan” mostrando un círculo en una intersección de la malla o en un icono. Se sigue el paradigma de Farwell y Donchin [12] como en el sistema de la silla de ruedas para el proceso de estimulación; por lo tanto, la estimulación se realiza por filas y columnas en vez de cada opción individualmente, obteniendo 9 estimulaciones (4 filas más 5 columnas) por secuencia. La topología de los elementos de realidad aumentada se mantiene constante entre ambos modos para mantener un patrón de estimulación uniforme. Todos los elementos del interfaz pueden modificarse en términos de color, textura, forma, tamaño y posición; al igual que todo lo referente a la temporización del proceso de estimulación (tiempo de exposición de cada estímulo, duración entre estímulos, duración entre secuencias) para equilibrar las capacidades y preferencias de los usuarios con el rendimiento del sistema.

El sistema global funciona de la siguiente forma. El usuario se concentra en una opción determinada del interfaz gráfico (descrito arriba). Inicialmente, el robot está parado, esperando decisiones del usuario, y el interfaz gráfico comienza en el modo de navegación del robot. A continuación se inicia un proceso de estimulación y una opción es seleccionada. Un nuevo proceso de estimulación comienza y, si la opción seleccionada es la validación, la opción previamente seleccionada se transfiere al sistema robótico; de cualquier otra forma el proceso empieza de nuevo. Cuando el sistema robótico recibe una opción, deja de producirse el proceso de estimulación y el robot ejecuta la acción correspondiente. Mientras tanto el interfaz gráfico recibe el video de la cámara. Una vez que termina la ejecución de la acción, termina la transferencia de video y el proceso global empieza de nuevo.

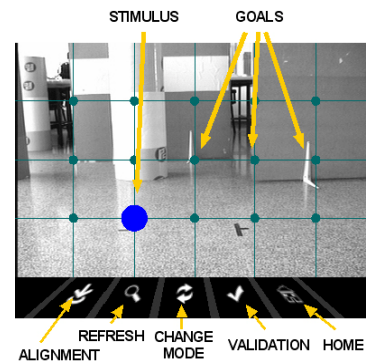


Figura 7: Interfaz gráfica en el modo de control de la cámara.

## 4.2. Sistema robótico

El robot es un *Pioneer P3-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. 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 equipado, además, con un sistema 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 y situada sobre el láser, que permite realizar una exploración visual del entorno.



Figura 8: Capturas de diferentes momentos durante los experimentos

Se ha incorporado al robot la misma tecnología de navegación autónoma que la disponible en la silla de ruedas. Esta tecnología permite conducir el vehículo a un destino evitando los obstáculos tanto estáticos como dinámicos detectados por el sensor láser [13]. Este módulo tiene dos funcionalidades. Por una parte, un módulo de modelado integra las medidas del láser para construir un modelo local del entorno y rastrea la posición del vehículo. Por otra parte, un planificador local calcula el movimiento local basado en una combinación híbrida de planificación táctica y evitación reactiva de colisiones.

## 5. Metodología y evaluación

Para la realización de los experimentos de teleoperación y la evaluación del rendimiento y adaptabilidad del sistema por usuarios sanos en configuraciones reales, varios usuarios fueron seleccionados de acuerdo a unos criterios de inclusión con el fin de obtener una muestra lo más homogénea posible. En concreto, 5 usuarios sanos, de 22 años, hombres, diestros y estudiantes de la Universidad de Zaragoza participaron en los experimentos. Ninguno de los usuarios participó en los experimentos de la silla de ruedas, ni habían utilizado anteriormente algún dispositivo similar. El estudio se realizó en dos fases: evaluación de “screening” y de entrenamiento, y evaluación de la teleoperación.

El objetivo de la primera sesión era encontrar la interfaz gráfica que mejor equilibrase las capacidades y preferencias de los usuarios con el rendimiento del sistema. Para esto se realizaron experimentos de “screening”, es decir, experimentos en los que se evalúan diversos aspectos visuales del interfaz de acuerdo a métricas técnicas y psicológicas de preferencias de los usuarios. En ésta también se pretendía entrenar a los usuarios para calificarlos para su participación en la segunda fase.

El objetivo de la segunda sesión era probar el sistema entre lugares remotos (dos ciudades) y registrar datos para su posterior evaluación. Los experimentos se realizaron la semana del 23 de Junio de 2008, entre el laboratorio de BCI de la Universidad de Zaragoza y la Universidad de Vilanova y la Geltrú, a 260km de distancia. Se

diseñaron dos tareas en dos circuitos distintos que combinaban de forma conjunta navegación y exploración: la tarea 1 consistía en la navegación en espacios reducidos con una búsqueda visual activa de dos objetivos, mientras que la tarea 2 consistía en la navegación en espacios abiertos con una búsqueda activa de un objetivo visual.

De acuerdo a los resultados de los experimentos, resumimos aquí los resultados obtenidos en las sesiones de experimentación (Figura 8). El lector es redirigido a [16] para más detalles de la evaluación. Concretamente, se detalla una evaluación general del sistema, una evaluación particular del sistema cerebro-ordenador y un análisis de coherencia.

1) *Rendimiento general*: siguiendo [11] se proponen las siguientes métricas para el estudio:

- Colisiones: número de colisiones.
- Longitud recorrida (m): distancia recorrida por el robot.
- Tiempo (seg): tiempo empleado para realizar la tarea.
- Misiones: número de selecciones de un objetivo + validación.
- Rendimiento BCI: rendimiento del sistema BCI.

Los resultados se muestran en las tablas VII y VIII.

Tabla VII: Rendimiento general, tarea 1

	min	Max	mean	Std
Long.recorrida (m)	10.9 9	13.5 3	11.84	0.90
Tiempo (seg)	685	1249	918	163
# misiones	12	19	13.9	2.3
Rendimiento BCI (práctico)	0.83	1.00	0.92	0.07

Tabla VIII: Rendimiento general, tarea 2

	min	Max	mean	Std
Long.recorrida (m)	19.6 8	21.8 3	20.68	0.63
Tiempo (seg)	706	1126	910	154
# misiones	10	15	11.7	1.6
Rendimiento BCI (práctico)	0.78	1.00	0.89	0.07

Todos los usuarios resolvieron dos veces cada tarea, demostrando que eran capaces de combinar las capacidades de navegación y control de la cámara. No hubo colisiones. La longitud recorrida y el



número de colisiones fueron similares para todos los usuarios, indicando un rendimiento similar. La variabilidad del tiempo total es significativa porque el número de secuencias en el proceso de estimulación de BCI cambió entre ellos. Esto es debido a que dicho número debió de adaptarse para cada uno de los usuarios para obtener un mínimo rendimiento del sistema BCI (más secuencias significan mayor rendimiento, pero también mayor duración). En media el rendimiento de BCI fue muy alto, sobre el 90%.

En conclusión, los resultados sugieren un alto rendimiento del sistema de teleoperación con la mente. Debe remarcarse que ambas tareas se diseñaron para probar la combinación de ambos modos de teleoperación bajo diferentes condiciones de trabajo.

2) *Rendimiento BCI*: Basado en [15], se proponen las siguientes métricas:

- Rendimiento teórico de BCI: selecciones correctas entre las totales.
- Rendimiento práctico BCI: selecciones correctas y errores útiles frente a las totales.
- Total errores: número de selecciones incorrectas.
- Errores útiles: selecciones incorrectas que el usuario decide reutilizar para completar la tarea. Los resultados se muestran en las tablas IX y X.

Tabla IX: Rendimiento BCI, tarea 1

	min	max	mean	std
Rendimiento teórico BCI	0.81	1.0 0	0.90	0.08
Rendimiento práctico BCI	0.83	1.0 0	0.92	0.07
# Total errores	0	6	2.90	2.56
# Errores útiles	0	2	0.60	0.84

Tabla X: Rendimiento BCI, tarea 2

	min	max	mean	std
Rendimiento teórico BCI	0.73	1.0 0	0.86	0.09
Rendimiento práctico BCI	0.78	1.0 0	0.89	0.07
# Total errores	0	11	4.90	3.70
# Errores útiles	0	5	1.20	1.81

La convención [17] usada para evaluar que una persona es capaz de usar un BCI es cuando su rendimiento es superior al 80%. En nuestros experimentos, el rendimiento real fue del 90% y 86% (en media). Hemos hecho distinción entre el rendimiento teórico y práctico porque en algunas situaciones, aunque el sistema BCI falló, la selección fue reutilizada por el usuario para completar la tarea. Estos errores útiles transforman el rendimiento práctico (del 92% y 89%) mayor que el real. El sistema BCI envió dos misiones incorrectas al sistema robótico entre todas las ejecuciones (representando el 0.78% del total), que es el doble de

la probabilidad teórica de ocurrencia de esta situación (0.3%).

3) *Análisis de coherencia*: A continuación se resumen los principales resultados del análisis de coherencia de las sesiones de experimentación. El primero está relacionado con cómo de coherentes fueron las dos ejecuciones de cada tarea, y el segundo con cómo de coherentes fueron las ejecuciones de las tareas entre los distintos usuarios. Proponemos como métricas el número de selecciones, de misiones y la distancia recorrida (todas ellas normalizadas en tiempo). La coherencia viene dada por el coeficiente de correlación de Pearson, cuyos valores cercanos a uno indican una fuerte coherencia mientras que valores alejados indican una débil coherencia.

Por una parte, la coherencia entre ejecuciones indica el grado de similitud entre las dos ejecuciones de la misma tarea por cada usuario. Por cada usuario y tarea, se calcularon los valores de la correlación y se obtuvo que eran siempre superiores a 0.98, indicando una fuerte coherencia. Por lo tanto, los resultados sugieren que los usuarios usaron el sistema de forma coherente para resolver cada tarea.

Por otra parte, la coherencia entre usuarios indica el grado de similitud entre las ejecuciones de las tareas. Para todos los usuarios, se calculó la correlación de acuerdo a las métricas anteriores. Los resultados se muestran en las tablas XI y XII. Los valores de coherencia fueron muy altos (siempre superiores a 0.87). Estos resultados sugieren que todos los usuarios usaron el sistema de forma coherente para completar las áreas y de una forma análoga.

Tabla XI: Coherencia entre usuarios, tarea 1

	S1	S2	S3	S4	S5
S1	1	0.962	0.984	0.953	0.981
S2	-	1	0.941	0.951	0.976
S3	-	-	1	0.977	0.975
S4	-	-	-	1	0.984
S5	-	-	-	-	1

Tabla XII: Coherencia entre usuarios, tarea 2

	S1	S2	S3	S4	S5
S1	1	0.96	0.98	0.96	0.93
S2	-	1	0.97	0.97	0.95
S3	-	-	1	0.92	0.99
S4	-	-	-	1	0.87
S5	-	-	-	-	1

## 6. Conclusiones

Este artículo describe dos dispositivos robóticos controlados por la mente humana, basados en electroencefalografía (EEG) y enfocados a la rehabilitación. Por una parte, se describe un nuevo

concepto de silla de ruedas controlada por la mente que cuenta con un interfaz cerebro-ordenador de P300 síncrona, integrado con un sistema de navegación autónomo. Esta combinación proporciona un alto rendimiento en la interacción y flexibilidad al usuario, dado que la silla puede navegar de forma autónoma en escenarios desconocidos usando los sensores de abordo. Por otra parte, se describe un sistema robótico controlado con la mente para llevar a cabo tareas de teleoperación entre lugares remotos vía internet. En operación el usuario puede combinar dos modos de teleoperación (modo de navegación y de control de la cámara) para resolver tareas de exploración visual donde el robot también debe navegar por el entorno.

La silla de ruedas fue usada y validada por cinco usuarios sanos en tres pasos consecutivos: "screening", conducción en un entorno virtual y sesiones de conducción con la silla. El sistema de teleoperación fue validado por otros cinco usuarios sanos, los cuales realizaron tareas preestablecidas de navegación y exploración visual durante una semana entre dos ciudades situadas a 260km. Durante los experimentos, ambos sistemas mostraron un alto rendimiento dado que todos los usuarios resolvieron las tareas con relativa facilidad. Debe destacarse que los experimentos se diseñaron en configuraciones que pretendían cubrir las típicas situaciones de navegación, tales como la navegación en lugares abiertos y en lugares de alta maniobrabilidad; combinadas con tareas de exploración visual en el caso del sistema de teleoperación. El resultado general es que todos los usuarios usaron los sistemas con relativa facilidad mostrando una buena adaptación y coherencia. Este estudio muestra la viabilidad de estas tecnologías en humanos y usando técnicas no invasivas.

Como trabajo futuro, estamos trabajando en la mejora del sistema de la silla de ruedas para reducir el tiempo de reconocimiento desarrollando un sistema de P300 de control continuo. Aunque el rendimiento del sistema BCI es alto, también estamos trabajando en la integración de un sistema de detección de errores online para mejorarlo. En el sistema de teleoperación estamos trabajando en la incorporación de tareas de más alto nivel para mejorar la navegación (p.e. con tareas de seguimiento de personas) y la exploración (p.e. alineación de la cámara con la locación de sonidos o voces específicas); y en la integración de este sistema en robots pequeños de bajo coste.

Otro trabajo interesante sería la realización de experimentos con pacientes con discapacidades neuromusculares para evaluar la utilidad real de ambos sistemas.

## 7. Agradecimientos

Nos gustaría agradecer al laboratorio 4@all de Vilanova i la Geltrú (Barcelona) por su soporte durante las sesiones de experimentación del sistema de teleoperación. Agradecemos a Sonu Bhaskar, María López, Belén Masiá, Luis Riazuelo y a todos los participantes de los experimentos por su soporte en el desarrollo del proyecto. Este trabajo ha sido parcialmente financiado por el proyecto español DPI2006-15630-C02-02.

## 8. Referencias

- [1] J.R. Wolpaw, D.J. McFarland, G.W. Neat and C.A. Foneris, "An EEG based brain-computer interface for cursor control," *Electroencephalographic Clinical Neurophysiology*, vol. 78, no. 3, pp. 252–9, March 1991.
- [2] C. Guan, M. Thulasidas, and J. Wu, "High performance P300 speller for brain-computer interface," *Biomedical Circuits and Systems*, 2004 IEEE International Workshop, December 2004.
- [3] A. Karim, T. Hinterberger, and J. Richter, "Neural Internet: Web Surfing with Brain Potentials for the Completely Paralyzed," *Neurorehabilitation and Neural Repair*, vol. 20, no. 4, pp. 508–515, 2006.
- [4] J. Millán, F. Renkens, J. Mouriño and W. Gerstner, "Noninvasive Brain-Actuated Control of a Mobile Robot by Human EEG," *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 51, no. 6, June 2004.
- [5] A. Ferreira, W.C. Celeste, F.A. Cheein, T.F. Bastos-Filho, M. Sarcinelli-Filho and R. Carelli, "Human-machine interfaces based on EMG and EEG applied to robotic systems," *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, pp. 5–10, 2008.
- [6] C. Bell, P. Shenoy, R. Chalodhorn, and R. Rao, "An Image-based Brain-Computer Interface Using the P3 Response," *Neural Engineering*, 2007. CNE '07, pp. 318–321, 2007.
- [7] T. Luth, D. Ojdanic, O. Friman, O. Prenzel, and A. Graser, "Low level control in a semi-autonomous rehabilitation robotic system via a Brain-Computer Interface," 2007.
- [8] B. Rebsamen, C.L. Teo, Q. Zeng, M.H. Ang, E. Burdet, C. Guan, H. Zhang, and C. Laugier, "Controlling a Wheelchair Indoors Using Thought," *IEEE Intelligent Systems*, vol. 07, pp. 1541–1672, 2007.
- [9] G. Vanacker, J.d.R. Millán, E. Lew, P. W. Ferrez, F.G. Moles, J. Philips, H. V. Brussel, and M. Nuttin, "Context-Based Filtering for Assisted Brain-Actuated Wheelchair Driving," *Computational Intelligence and Neuroscience*, May 2007.

- [10] S.H. Patel and P.N. Azzam, "Characterization of N200 and P300: Selected Studies of the Event-Related Potential," *International Journal of Medical Sciences*, pp. 147–154, October 2005.
- [11] L. Montesano, J. Minguez, M. Diaz, and S. Bhaskar, "Towards an Intelligent Wheelchair System for Cerebral Palsy Subjects," *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 2009.
- [12] L.A. Farwell and E. Donchin, "Talking off the top of your head: toward a mental prosthesis utilizing event-related brain potentials," *EEG Clinical Neurophysiology*, vol. 70, no. 6, pp. 510–23, 1988.
- [13] L. Montesano, J. Minguez, and L. Montano, "Lessons learned in integration for sensor-based robot navigation systems," *International Journal of Advanced Robotic Systems*, vol. 3, no. 1, pp. 85–91, 2006.
- [14] I. Iturrate, "Mind-controlled wheelchair with automated navigation," M.S. Thesis, Centro Politécnico Superior, Universidad de Zaragoza, June 2008.
- [15] S. Mason, J. Kronegg, J. Huggins, M. Fatourehchi, and A. Schlogl, "Evaluating the Performance of Self-Paced Brain-Computer Interface Technology," *Tech. Rep., Neil Squire Society*, Vancouver, Canada, 2006.
- [16] C. Escolano, "Robot control with BCI and augmented reality" M.S. Thesis, Centro Politécnico Superior, Universidad de Zaragoza, September 2008.
- [17] T. J. Sejnowski, G. Dornhege, J.d.R. Millán, T. Hinterberger, D. J. McFarland, and K.-R. Müller, *Toward Brain-Computer Interfacing (Neural Information Processing)*. The MIT Press, 2007.

# Robotic rehabilitation devices based on Brain-Computer Interfaces: wheelchair and teleoperated robot

Iñaki Iturrate, Carlos Escolano, Javier Antelis, Javier Minguez  
*Departamento de Informática e Ingeniería de Sistemas (I3A)*  
*Universidad de Zaragoza, Spain*

*iturrate@unizar.es, cescolan@unizar.es, antelis@unizar.es, jminguez@unizar.es*

## Abstract

*This paper describes two innovative brain-actuated applications for rehabilitation developed in the University of Zaragoza: the first one is a brain-actuated wheelchair with automated navigation, and the second one is a brain-actuated robot to carry out teleoperation tasks between remote places. Briefly, the subject faces a real-time virtual reconstruction of the scenario (wheelchair) or video captured by a camera merged with augmented reality items (robot) and concentrates on the area of the space to reach. First, a visual stimulation process elicits the neurological phenomenon (evoked P300 response), the EEG signal processing detects the target, and given then to the autonomous navigation system that drives the device to the desired place while avoiding collisions with every obstacle detected. These systems have been validated with ten healthy users (five for each application). The overall result is that all the users successfully used the device with relative ease and adaptability.*

## 1. Introduction

Nowadays, it exists different degenerative diseases that gradually provoke the incapacity of use of any kind of muscular activity, as amyotrophic lateral sclerosis (ALS). So, common interaction between patients with these diseases and machines become impossible, making the brain the unique communication channel available. Furthermore, this idea is also applicable to patients without an arm or a leg, to whom it may be possible to implant a robotic arm or leg.

Brain-Computer Interfaces (BCI from now on) are those interfaces that allow an interaction with the user using only cerebral signals of him/her. In other

words, it allows the control of applications with the thoughts, avoiding any use of muscular activity from the user. In this way, recently a new field of research has emerged.

One of the aspects that makes the difference in this field is the type of technique used to measure the cerebral activity. In United States, research is dominated by invasive techniques in animals, where a sensor is introduced directly into the brain. The advantage is the purity of the signal, at the expense of the ethic problems that this entails. Because of this reason, researchers in Europe tend to use techniques denominated non-invasive (concretely the electroencephalogram or EEG), which are based on the collocation of several electrodes on a cap situated on the head of the user. The principal disadvantage is that the signal measured is much worse, however, it can be used without risk in humans.

In this context, emerges the idea of the development of applications that make use of this technology, developed for users with several physical diseases. Nowadays, it exist numerous interfaces that these people can use in order to control assisted devices. However, all of these approximations requires, in one way or another, some kind of muscular activity. The advantage of BCI technologies is, as explained before, the elimination of that requirement, offering the user the possibility of controlling these devices only with their mind. The range of applications that merges with this idea is vast, from a wheelchair control to a prosthetic robotic arm controlled in a natural way. So far, systems based on human's EEG have been used to control a mouse on the screen [1], for communication like an speller [2], an internet browser [3], etc. Regarding brain-actuated robots, the first control was demonstrated in 2004 [4], and since then, the research has focused on manipulators

[5], small-size humanoids [6] and wheelchairs [7], [8], [9].

From this base, the University of Zaragoza has developed two systems that present applications with different improvements: the first one, a new approximation of a wheelchair controlled by thought; the second one, a robot controlled by thought and situated remotely, i.e. a teleoperation. A rigorous methodology of experiments' design and a exhaustive evaluation of posterior results obtained with five healthy users has been followed for both applications. The overall result is that every user was able to use correctly and efficiently the prototypes designed, demonstrating also a great adaptation against changes in the environment, and also a great robustness of developed systems.

## 2. Design of wheelchair's system

The research on brain-machine devices applied to the human control of physical devices has been broadly directed mainly in two directions: neuroprosthetics and brain-actuated wheelchairs. Wheelchairs focus on the facilitation of assistance in mobility to accomplish complex navigational tasks. These devices have been demonstrated to improve the quality of life and the independence and self-esteem of the users.

Here we describe a new brain-actuated wheelchair concept that relies on a synchronous P300 neurophysiological protocol integrated in a real-time graphical scenario builder, and that incorporates advanced autonomous navigation capabilities (Figure 1). In operation, the subject faces on a screen a real-time virtual reconstruction of the scenario constructed using a laser scanner. Over the base of this representation, the user concentrates on the area of the space to reach. A visual stimulation process elicits the neurological phenomenon and the signal processing detects the target area. Then, this location is given to the autonomous navigation system that drives the wheelchair to the desired place while avoiding collisions with the obstacles detected by the laser scanner.

From the navigation point of view, in this system the user selects freely destinations of the environment (over the base of a real-time reconstruction), which are safely and autonomously reached by the navigation system. This concept gives great flexibility to the user since the wheelchair can autonomously navigate in unknown and evolving scenarios using the onboard sensors. Furthermore, once the user sets the location he can relax, which avoids exhausting mental processes.

System's design is composed by two main modules: (i) the brain-computer system that decodes the user intention, and (ii) the navigation system that executes the user's desired decisions. Finally, there

is a communication system between them that performs all the exchange of data needed.

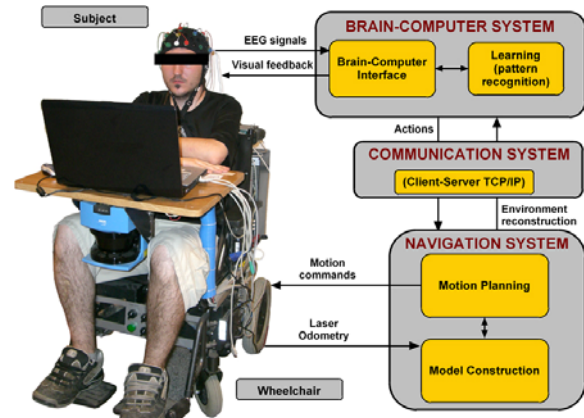


Figure 1: This figure displays the design of the brain-actuated wheelchair, the main modules and the information flow among them.

### 2.1. Brain-computer system

The neurophysiological protocol followed in our study is based on an event-related response, the P300 visually evoked potential [10]. This potential manifests itself as a positive deflection in voltage at latency of roughly 300 msec in the EEG after the target stimulus is presented (within a random sequence of non-target stimuli) (see Figure 2).

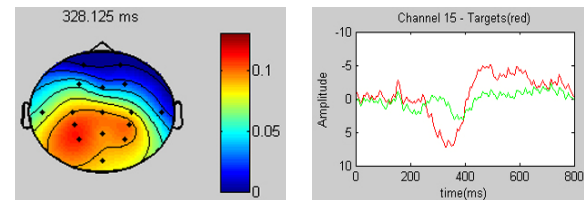


Figure 2. (Left) Topographical plot of the EEG distribution in the scalp at 300 msec. The area with more activity (mid-low part of the scalp) is in the parietal lobe, where the P300 potential is elicited. (Right) Typical P300 response. The red line shows the EEG activity on one channel (elicited by the target stimulus), and the green line corresponds to the non-target one.

Apart from the signal processing unit, it includes a graphical interface. In order to command the wheelchair, the user selects destinations or motion primitives by concentrating on the possibilities displayed on the computer screen (Figure 3). The graphical interface has two functionalities: displays information of the real-time reconstruction of the environment and additional information for the order selection; and develops the stimulation process to elicit the P300 visually-evoked potential. The graphical aspects of this module are based on a previous study involving a robotic wheelchair

adapted for cerebral palsy users [11] with a tactile screen.

The information displayed on the screen is a reconstruction of the real scenario for the user's command selection. The environment 3D visualization is built from the 2D map constructed in real-time by the autonomous navigation technology. In other words, the visual information of the screen is a simplified reconstruction of the user's perception. The use of an online map instead of an a priori one endows the system with the flexibility to work in unknown scenarios. This is because online maps rapidly reflect changes in the environment, such as moving people or unpredictable obstacles like tables or chairs. The rest of the displayed information is used for command selection: the obstacles are depicted by walls; the grid over the floor maps the possible goal locations, where the first grid row is the one that has the farthest destinations. The walls hide the unreachable destinations of the grid. The arrow buttons turn the vehicle around  $\pm 90^\circ$  its current position; the traffic light buttons (i) validate the user's commands or (ii) stop the vehicle; and the rubber represents the "remove selection" option. In the current version of the interface the stop and "remove selection" options are not used, but they have been taken into account for the next interface prototype. All the elements of the visual display can be customized in terms of color, texture, shape, size and location. This was important in the screening sessions to equilibrate the user capabilities and preferences with the performance of the system (recall that the elicitation of P300 potential is affected by these issues).

The other aspect of the visual display is the stimulation process to elicit the P300 visual evoked potential when the user is paying attention to a given option. An option is "stimulated" by displaying a circle on the selection (Figure 3). One sequence of the stimulation process is a stimulation of all the options in a random order as required by the P300 oddball paradigm. In order to reduce the duration of a sequence and the dimension of the pattern recognition problem, we follow here the Farwell and Donchin [12] stimulation paradigm. In this paradigm, the flashing of the stimuli is done by means of rows and columns instead of flashing each option individually. Thus, in our interface there are 9 stimulations (rows plus columns) and two classification problems of 5 and 4 classes (the target option is the intersection of the target row and the target column). The number of sequences and all the scheduling of the stimulation process (time of

exposition of each stimulus, inter-stimulus duration and inter-sequence duration) can be modified to equilibrate the user capabilities and preferences with the performance of the system.

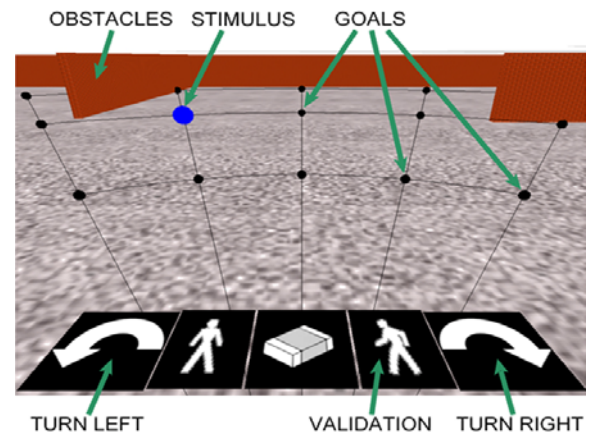


Figure 3: graphical interface designed.

## 2.2. Navigation system

The other system consists of the navigation system integrated in the wheelchair. The robotic wheelchair was constructed based on a commercial electric wheelchair that complied with basic user mobility and ergonomic requirements. It has two computers: The first computer performs the control of the back wheels, and the second computer performs the navigation computations and managing the communications between the wheelchair and the BCI system.

The second computer is used for medium-level control, performing the navigation computations and managing the communications between the wheelchair and the BCI system. The main sensor is a SICK planar laser placed in the frontal part of the vehicle. This sensor provides information about the obstacles in front of the vehicle. We have incorporated to the robot an autonomous navigation technology that is able to drive the vehicle to a given destination while also avoiding the obstacles, both static and dynamic, detected by the laser sensor [13]. This module has two functionalities. On the one hand, a modeling module integrates the sensor measurements to construct a local model of the environment and track the vehicle location. On the other hand, a local planner computes the local motion based on the hybrid combination of tactical planning and reactive collision avoidance.



Figure 4: Snapshots of different subjects during the experiments.

Once developed each unit and linked between them with a communication system, the global system is fully functional for the user to use. Briefly, the **execution protocol** works as explained next. Initially, the user observes an screen with the graphical interface explained before. In this phase, wheelchair's system is stopped, waiting orders from the user. When the visual stimulation begins, the user concentrates on desired option, and after that on the validation option. Once the order is validated, it is sent to the wheelchair, and the stimulation process stops. In that moment, the wheelchair plans the movement and starts moving in order to reach the destination. Once the wheelchair reaches it, it will send a response to the graphical interface informing that the movement is finished, and then the stimulation process will start again.

### 3. Methodology and evaluation

In order to execute the experiments, several users were selected to perform the experiments according to inclusion criteria. Specifically, five healthy, 22 years old, male and right-handed students of the University participated in the experiments. None of them had ever utilized an electric wheelchair before. The study was accomplished in three phases in the BCI laboratory of the University of Zaragoza. We summarize next the first two phases, and focus on the third phase since it involves the rehabilitation device.

The first phase was the screening session. The objective of this session was to screen the subjects for the next stage and to come up with a graphical interface that equilibrates the user capabilities and preferences with the performance of the system, in terms of color and brightness of the stimulus and environment textures. The second phase consisted on a training subphase and on a test in a wheelchair simulator, which emulates the underlying mechanisms of the user interface and the wheelchair navigation.

The last phase consisted of real-time navigation with the wheelchair along pre-established circuits. The objective of this battery of experiments was to create the basis for a technical and coherence

evaluation of the brain-actuated wheelchair: to explore the navigation capabilities of the system and to assess the performance of the subjects in real settings. We designed two circuits that the user had to solve by autonomously navigating with the wheelchair. The first circuit was designed to accomplish complex maneuverability tasks and avoidance of obstacles in constrained spaces. The second circuit involved navigation in open spaces.

Regarding the results of the experiments, the reader is directed to [14] for more details about the first two evaluations, and we focus on the evaluation of the brain-actuated device itself. The overall result is that all the users were able to successfully use the device with relative ease showing a great adaptation, and also a high robustness and coherence (Figure 4). Next is detailed a general evaluation of the brain-actuated wheelchair, a particular evaluation of the brain-computer interface and a coherence analysis.

1) *Overall performance*: we follow here the metrics proposed in [11] to evaluate the performance of autonomous wheelchairs:

- Task success: degree of accomplishment of the task.
- Path length: distance traveled to accomplish the task.
- Time: time taken to accomplish the task.
- Collisions: number of collisions.
- BCI accuracy: accuracy of the pattern recognition.
- Number of missions: a mission is defined as a selection of goal + validation.

The results are summarized in tables I and II.

Table I: Overall performance, task 1

	min	max	Mean	Std
Path length (m)	12.8	19.0	15.7	2.0
Time (sec)	448	834	571	123
Practical BCI accuracy	0.88	1	0.95	0.04
# missions	8	14	9.6	1.9

Table II: Overall performance, task 2

	min	max	mean	std
Path length (m)	37.5	41.4	39.3	1.3
Time (sec)	507	918	659	130
Practical BCI accuracy	0.81	1	0.94	0.07
# missions	7	12	9.2	2.9

All the subjects succeeded to autonomously navigate along the two circuits, which is the best indicator of the device utility. No collisions occurred during the experiments. The path length, time taken and number of missions was very similar for all the subjects indicating a similar performance across subjects. The interaction with the device was also satisfactory since the accuracy on average was always above 94%. We understand that all these results are very encouraging since the experiments were carried out in scenarios carefully designed to cover many of the typical real navigation situations of these devices.

2) *BCI performance*: there have been some metrics proposed to evaluate BCI performances [15]. Based on them, we propose the following measures:

- Theoretical BCI accuracy: BCI correct selections vs total.
- Total errors: number of incorrect selections.
- Useful errors: incorrect selections of the BCI that the user decided to reuse.
- Practical BCI accuracy: correct selections plus useful errors vs total.

The results are summarized in tables III and IV.

**Table III: Performance of BCI, task 1**

	min	max	mean	std
Theoretical BCI accuracy	0.85	1	0.93	0.05
Practical BCI accuracy	0.88	1	0.95	0.04
# Total errors	0	4	1.6	1.35
# Useful errors	0	1	0.3	0.48

**Table IV: Performance of BCI, task 2**

	min	max	mean	std
Theoretical BCI accuracy	0.77	1	0.92	0.07
Practical BCI accuracy	0.81	1	0.94	0.07
# Total errors	0	7	1.9	2.13
# Useful errors	0	1	0.4	0.52

The theoretical accuracy on average was almost always greater than 92%, indicating a high accuracy. We have distinguished between theoretical and practical accuracy. This is because in some situations, although the BCI system did not recognize the user's selection, the BCI selection was used by the subject to achieve the mission. These useful errors were almost 20% of the total errors making the practical accuracy greater than the theoretical one. Furthermore, they reduced the number and the time for selections and validations.

3) *Coherence Analysis*: we outline next the main results of a coherence analysis of the experimentation sessions, related to how coherent the execution of the trials was and how coherent the execution of the tasks among subjects was. We propose the number of selections, missions, distance and BCI failures normalized in time as the basis for this coherence study. To measure the coherence we use Pearson's correlation coefficient: values close to one indicate strong coherence while values far from one indicate weak coherence.

Firstly, the coherence between trials indicates the grade of similarity between the two trials executed for each subject in each task. For all the subjects, this coherence was always greater than 0.98 indicating that the coherence among trials is very high. We understand from this result that all the subjects used the device to solve each navigation task in a coherent way.

Secondly, the coherence between subjects represents the grade of similarity between the trials executed by the subjects against the trials executed by the other subjects. Results of this analysis are shown in tables V and VI.

**Table V: Coherence between subjects, task 1**

	S1	S2	S3	S4	S5
S1	1	0.962	0.984	0.953	0.981
S2	-	1	0.941	0.951	0.976
S3	-	-	1	0.977	0.975
S4	-	-	-	1	0.984
S5	-	-	-	-	1

**Table VI: Coherence between subjects, task 2**

	S1	S2	S3	S4	S5
S1	1	0.960	0.916	0.953	0.998
S2	-	1	0.963	0.987	0.970
S3	-	-	1	0.989	0.925
S4	-	-	-	1	0.959
S5	-	-	-	-	1

The coherence values are always greater than 0.92 so coherence between subjects is very high. This result suggests that all the subjects used the device to solve the navigation tasks coherently and in an analogous way.

## 4. Design of the teleoperation system

The ability to brain-teleoperate robots in a remote scenario opens a new dimension of possibilities for patients with severe neuromuscular disabilities: these rehabilitation devices provide the patients – unable to leave their clinical environments – with a physical entity embodied in a real environment (anywhere in the world) ready to perceive, explore, manipulate and interact; only controlled with the brain activity, which could be their only degree of freedom.



Here we report the first EEG-based human brain-actuated teleoperation system. This brain-actuated teleoperation system relies on a user station (patient clinical environment) and a robot station (placed anywhere in the world), both remotely located but connected via internet (Figure 5). The underlying idea of the system is that in the user station, the brain-computer system decodes the user intentions, which are transferred to the robotic system via internet. The user can alternate between a robot navigation mode (to control the robot motion) and camera control (to control the camera orientation). Furthermore, the camera sends live video of the robot station environment, which is used by the user as visual feedback for decision making and control process.

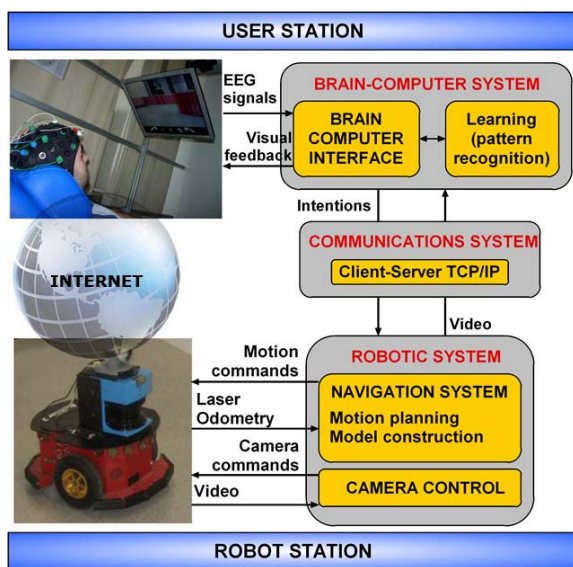


Figure 5: This figure displays the design of the brain-actuated robot, the two stations, the main systems and the information flow among them.

The brain-actuated teleoperation system is composed by two main modules: (i) the brain-computer system that decodes the user intentions, and (ii) the robotic system that executes the user's decisions. Furthermore there is a communications system among them via internet.

#### 4.1. Brain-computer system

The neurophysiological protocol followed in our study is based on the P300 visually-evoked potential as in the wheelchair system (see section 2). Furthermore, it incorporates a graphical interface with two functionalities: (i) it visually displays a predefined set of options that the user can select to control the robotic system, and (ii) it develops the stimulation process to elicit the P300 visual-evoked potential and therefore, enables the pattern recognition system to decode the user's intents.

Regarding the first functionality, the basis of the visual display is the live video received by the camera placed on the robot. This video is augmented by overlapped information related to the two teleoperation modes: the robot navigation mode and the camera control mode.

The robot navigation mode allows the user to control the robot motion (Figure 6). Overlapped to the video, the environment obstacles are displayed by semitransparent walls. Furthermore, there is a grid of destinations over the floor that the operator can select. The obstacles hide the unreachable destinations of the grid. The icons in the bottom part represent the following actions, from left to right: (i) turn the robot 45° left; (ii) refresh the live video to perform a selection based on a more recent visual information of the environment; (iii) change to the camera exploration mode; (iv) validate the previous selection; and (v) turn the robot 45° right.

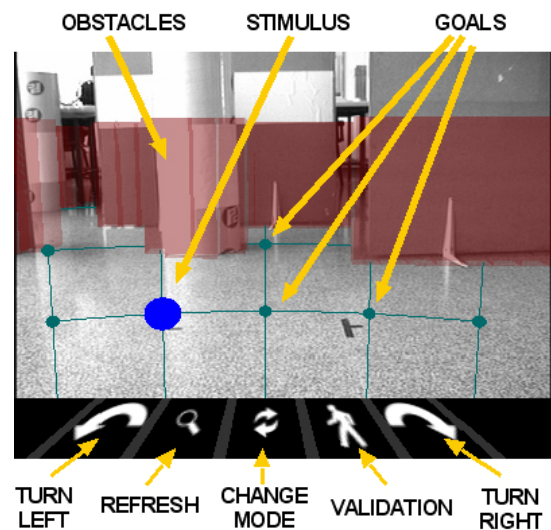


Figure 6: Visual display in the robot navigation mode.

The camera control mode allows the user to control the orientation of the camera to perform a visual exploration of the environment (Figure 7). Overlapped to the video there is a grid of locations, uniformly placed in a 2D plane in front of the camera, that the user can select to orientate the camera in that direction. The icons in the bottom of the screen represent the following actions, from left to right: (i) align the robot with the horizontal camera orientation and change to the robot navigation mode; (ii) refresh the live video; (iii) change to the robot navigation mode; (iv) validate the previous selection; and (v) set the camera to its initial orientation.

Regarding the second functionality, the stimulation process must elicit the P300 visual-evoked potential when the user is concentrated on a given option. The options of the visual display are "stimulated" by flashing a circle on a grid

intersection or icon in the visual display. The Farwell&Donchin paradigm is followed [12] as in the wheelchair system; thus, the flashing of the stimulus is done by means of rows and columns instead of flashing each option individually, obtaining 9 stimulations (4 rows plus 5 columns) per sequence. We keep constant the topology of the augmented reality items in both teleoperation modes to maintain a uniform stimulation pattern. All the elements of the display can be customized in terms of color, texture, shape, size and location; and all the scheduling of the stimulation process (time of exposition of each stimulus, inter-stimulus duration and inter-sequence duration) can be modified to equilibrate the user capabilities and preferences with the performance of the system.

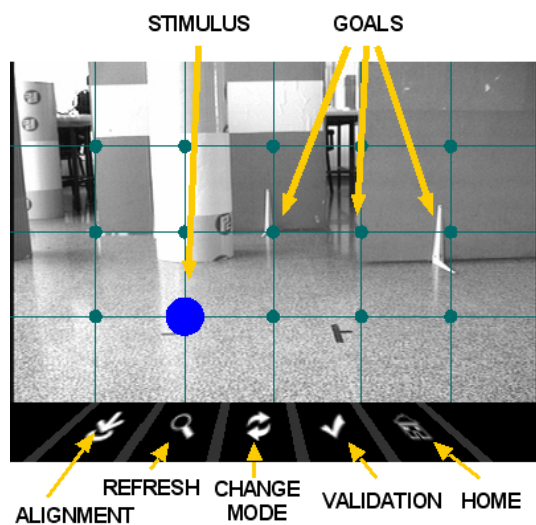


Figure 7: Visual display in the camera exploration mode.

The overall system works as follows. The user concentrates in a given option of the visual display (described above). Initially, the robot is stopped, waiting for the user decisions, and the visual display starts in the navigation mode. Then, a stimulation process starts and an option is selected. A new stimulation process starts and, if the option selected is the validation one, the previous option is transferred to the robotic system; otherwise the process starts again. When the robotic system receives an option, the stimulation process stops and the robot executes the relevant action. Meanwhile the graphical interface receives the video information of the robot camera. Once the execution

of the action finishes, the video transfer stops and the process starts again.

## 4.2. Robotic system

The robot is a commercial *Pioneer P3-DX* equipped with two computers. The low-level computer controls the back wheels that work in differential-drive mode and the high-level one manages with the rest of the computational tasks.

The main sensor is a *SICK* planar laser placed on the frontal part of the vehicle. It works at 5 Hz, with a field of view of 180° and 0.5° resolution (361 points). This sensor provides information about the obstacles located in front of the vehicle. The robot is also equipped with wheel encoders (odometry), with a wireless network interface card that allows connecting the vehicle to a local network during operation, and with a pan/tilt/zoom camera *Canon VC-C4* placed on the laser, which allows performing a visual exploration of the environment.

We have incorporated to the robot the same autonomous navigation technology of the wheelchair. This technology is able to drive the vehicle to a given destination while also avoiding the obstacles, both static and dynamic, detected by the laser sensor [13]. This module has two functionalities. On the one hand, a modelling module integrates the sensor measurements to construct a local model of the environment and track the vehicle location. On the other hand, a local planner computes the local motion based on the hybrid combination of tactical planning and reactive collision avoidance.

## 5. Methodology and evaluation

In order to execute the teleoperation experiments and to assess the performance and adaptability of the brain-teleoperated robot by able-bodied users in real settings, several users were selected according to inclusion criteria in order to maintain a homogeneous sample as possible. Specifically, five healthy, 22 years old, male and right-handed students of the University of Zaragoza participated in the experiments. All of these users were not the same from the ones of the wheelchair's experiments, and none of them had ever utilized any similar device. The study was accomplished in two phases: screening and training evaluation, and teleoperation evaluation.



Figure 8: Snapshots of different moments during the experiments.

The objective of the first session was to screen and to train the subjects for the next stage, and to come up with the graphical interface that better equilibrated the user capabilities and preferences with the performance of the system.

The objective of the second session was to test the teleoperation between remote places (two cities) and to record the data for a posterior evaluation. The experiments were accomplished the week of June, 23th 2008, between the BCI laboratory at the University of Zaragoza (Spain) and the University of Vilanova i la Geltrú (Spain), at a distance of 260km. We designed two tasks in two different circuits that combined jointly navigation and visual exploration to evaluate the boundaries of the system and to assess its performance: task 1 addresses navigation in constrained spaces with an active search of two visual targets, task 2 addresses navigation in open spaces with an active search of one visual target.

Concretely, next is detailed a general evaluation of the teleoperated robot, a particular evaluation of the brain-computer system and a coherence analysis.

Regarding the results of the experiments, we outline here the results obtained in the experimental sessions (Figure 8). The reader is directed to [16] for more details on the evaluation.

1) *Overall performance*: following [11] the subsequent metrics are proposed for the study:

- Collisions: number of collisions.
- Path length (m): distance travelled by the robot.
- Time (sec): time taken to accomplish the task.
- Missions: number of missions to complete the task, i.e. selection of goal + validation.
- BCI accuracy: recognition rate of the BCI system.

The results are summarized in tables VII and VIII.

Table VII: Overall performance, task 1

	min	max	mean	Std
Path length (m)	10.9 9	13.5 3	11.84	0.90
Time (sec)	685	1249	918	163
# missions	12	19	13.9	2.3
Practical BCI acc	0.83	1.00	0.92	0.07

Table VIII: Overall performance, task 2

	min	max	mean	Std
Path length (m)	19.6 8	21.8 3	20.68	0.63
Time (sec)	706	1126	910	154
# missions	10	15	11.7	1.6
Practical BCI acc	0.78	1.00	0.89	0.07

All the subjects solved two times each task demonstrating that they were able to combine the navigation and camera control capabilities of the device. There were no collisions. The path length and the number of missions were similar for all the subjects in the two tasks, which indicate a similar performance. The variability of the total time across subjects is significant since the number of stimulation sequences of the BCI changed among them. This is because the number of sequences had to be customized for each subject to achieve a minimum of BCI accuracy (more sequences involves more accuracy, but also more stimulation duration). The BCI accuracy was very high, on average about 90%.

In conclusion, the results suggest a high performance of the brain-teleoperated robot. Notice that both tasks were designed to test the combination of both teleoperation modes in different working conditions (navigation in constrained and open spaces; and visual search of one or two targets that do not fit in the initial camera field of view).

2) *BCI performance*: Based on [15], the next metrics were proposed to assess the BCI performance:

- Real BCI accuracy: BCI correct selections vs total.
- Practical BCI accuracy: correct selections plus useful errors vs total.
- Total errors: number of incorrect selections.
- Useful errors: incorrect selections that the user decided to reuse to accomplish the task.

The results are summarized in tables IX and X.

**Table IX: BCI system performance, task 1**

	min	max	mean	std
Real BCI accuracy	0.81	1.0 0	0.90	0.08
Practical BCI accuracy	0.83	1.0 0	0.92	0.07
# Total errors	0	6	2.90	2.56
# Useful errors	0	2	0.60	0.84

**Table X: BCI system performance, task 2**

	min	max	mean	std
Real BCI accuracy	0.73	1.0 0	0.86	0.09
Practical BCI accuracy	0.78	1.0 0	0.89	0.07
# Total errors	0	11	4.90	3.70
# Useful errors	0	5	1.20	1.81

The convention [17] used to assess that a person is able to use a BCI is when his accuracy is above 80%. In our experiments, the real accuracy was 90% and 86% (on average). We have distinguished between the real and the practical accuracy, since in some situations, although the BCI system failed, the selection was reused by the subject to achieve the task. These useful errors turn the practical accuracy (92% and 89%) greater than the real one. The BCI system set two incorrect missions to the robotic system in all the executions (representing in total a 0.78%), which is twice the theoretical probability of this situation (0.3%).

3) *Coherence Analysis:* We outline next the main results of a coherence analysis of the experimental sessions. The first one is related to how coherent was the execution of the trials of each one of the tasks, and the second one is related to how coherent was the execution of the tasks among subjects. We propose as metrics the number of selections, the number of missions, and the distance traveled (all of them normalized in time). The coherence is described by Pearson's correlation coefficient, whose values close to one indicate strong coherence while values far from one indicate weak coherence.

On the one hand, the coherence between trials indicates the similitude grade among the two trials executed for each subject in each task. For all subjects, we computed the correlation of the previous metrics across trials. The result was that the coherence across subjects in the tasks is always greater than 0.98, indicating a strong coherence among trials. Thus, these results suggest that all the subjects used coherently the device to solve each task.

On the other hand, the coherence between subjects indicates the similitude grade between the executions of the tasks. For all subjects, we computed the correlation of the previous metrics.

Results of this analysis are shown in tables XI and XII. The coherence values are very high (always greater than 0.87). These results suggest that all the subjects used the device to solve the tasks coherently and in an analogous way.

**Table XI: Coherence between subjects, task 1**

	S1	S2	S3	S4	S5
S1	1	0.962	0.984	0.953	0.981
S2	-	1	0.941	0.951	0.976
S3	-	-	1	0.977	0.975
S4	-	-	-	1	0.984
S5	-	-	-	-	1

**Table XII: Coherence between subjects, task 2**

	S1	S2	S3	S4	S5
S1	1	0.96	0.98	0.96	0.93
S2	-	1	0.97	0.97	0.95
S3	-	-	1	0.92	0.99
S4	-	-	-	1	0.87
S5	-	-	-	-	1

## 6. Conclusions

This paper describes two EEG-based human brain-actuated robotic devices for rehabilitation. On the one hand, we describe a new brain-actuated wheelchair concept that relies on a synchronous P300 brain-computer interface integrated with an autonomous navigation system. This combination gives great accuracy in the interaction and flexibility to the user, since the wheelchair can autonomously navigate in unknown and evolving scenarios using the onboard sensors. On the other hand, we describe a brain-actuated robotic system to carry out teleoperation tasks between remote places via internet. In operation the user can combine two teleoperation modes (robot navigation and camera control) to solve visual exploration tasks where the robot must also navigate in the environment.

The wheelchair was used and validated by five healthy subjects in three consecutive steps: screening, virtual environment driving and wheelchair driving sessions. The teleoperation system was validated with five healthy subjects, which performed pre-established navigation and visual exploration tasks for one week between two cities 260km far away. During the real experiments, both systems showed high performance since all the subjects accomplished two different tasks with relative easiness. Notice that the experiments were carried out in settings designed to cover typical navigation situations, such as open spaces and complex maneuverability; combined with exploration tasks in the case of the teleoperation system. The overall result is that all the subjects successfully used the devices with relative ease showing a great adaptation and coherence. This

study shows the feasibility of these technologies in humans and using non invasive techniques.

As future work, we are working on the improvement of the wheelchair system to reduce the recognition time by developing a P300 continuous control of the system. Although the BCI accuracy is high, we are also working on the integration of BCI-based online error detection system to improve it. In the teleoperation system we are now working in the incorporation of high level tasks to improve the navigation (e.g. with tasks like people tracking and following), and the exploration (e.g. tracking and aligning the camera with the location of specific sounds or voices); and in the integration of this system in small, low-cost robots.

An interesting future work would be to perform experiments of both rehabilitation devices with patients with neuromuscular disabilities to evaluate the real usefulness of them.

## 7. Acknowledgements

We would like to thank the 4@all Laboratory of Vilanova i la Geltrú (Barcelona, Spain) for the support during the experimentation sessions of the teleoperation system. We thank Sonu Bhaskar, María López, Belén Masiá, Luis Riazuelo and all the participants in the experiments for their support in the development of the project. This work has been partly supported by the Spanish project DPI2006-15630-C02-02.

## 8. References

- [1] J.R.Wolpaw, D.J. McFarland, G.W. Neat and C.A. Forneris, "An EEG based brain-computer interface for cursor control," *Electroencephalographic Clinical Neurophysiology*, vol. 78, no. 3, pp. 252–9, March 1991.
- [2] C. Guan, M. Thulasidas, and J. Wu, "High performance P300 speller for brain-computer interface," *Biomedical Circuits and Systems*, 2004 IEEE International Workshop, December 2004.
- [3] A. Karim, T. Hinterberger, and J. Richter, "Neural Internet: Web Surfing with Brain Potentials for the Completely Paralyzed," *Neurorehabilitation and Neural Repair*, vol. 20, no. 4, pp. 508–515, 2006.
- [4] J. Millán, F. Renkens, J. Mouriño and W. Gerstner, "Noninvasive Brain-Actuated Control of a Mobile Robot by Human EEG," *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 51, no. 6, June 2004.
- [5] A. Ferreira, W.C. Celeste, F.A. Cheein, T.F. Bastos-Filho, M. Sarcinelli-Filho and R. Carelli, "Human-machine interfaces based on EMG and EEG applied to robotic systems," *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, pp. 5–10, 2008.
- [6] C. Bell, P. Shenoy, R. Chalodhorn, and R. Rao, "An Image-based Brain-Computer Interface Using the P3 Response," *Neural Engineering*, 2007. CNE '07, pp. 318–321, 2007.
- [7] T. Luth, D. Ojdanic, O. Friman, O. Prenzel, and A.Graser, "Low level control in a semi-autonomous rehabilitation robotic system via a Brain-Computer Interface," 2007.
- [8] B. Rebsamen, C.L. Teo, Q. Zeng, M.H. Ang, E. Burdet, C. Guan, H. Zhang, and C. Laugier, "Controlling a Wheelchair Indoors Using Thought," *IEEE Intelligent Systems*, vol. 07, pp. 1541–1672, 2007.
- [9] G. Vanacker, J.d.R.Millán, E. Lew, P. W.Ferrez, F.G. Moles, J. Philips, H. V. Brussel, and M. Nuttin, "Context-Based Filtering for Assisted Brain-Actuated Wheelchair Driving," *Computational Intelligence and Neuroscience*, May 2007.
- [10] S.H. Patel and P.N. Azzam, "Characterization of N200 and P300: Selected Studies of the Event-Related Potential," *International Journal of Medical Sciences*, pp. 147–154, October 2005.
- [11] L. Montesano, J. Minguez, M. Diaz, and S. Bhaskar, "Towards an Intelligent Wheelchair System for Cerebral Palsy Subjects," *Under review in the IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*.
- [12] L.A. Farwell and E. Donchin, "Talking off the top of your head: toward a mental prosthesis utilizing event-related brain potentials," *EEG Clinical Neurophysiology*, vol. 70, no. 6, pp. 510–23, 1988.
- [13] L. Montesano, J. Minguez, and L. Montano, "Lessons learned in integration for sensor-based robot navigation systems," *International Journal of Advanced Robotic Systems*, vol. 3, no. 1, pp. 85–91, 2006.
- [14] I. Iturrate, "Mind-controlled wheelchair with automated navigation," M.S. Thesis, Centro Politécnico Superior, Universidad de Zaragoza, June 2008.
- [15] S. Mason, J. Kronegg, J. Huggins, M. Fatourech, and A. Schlogl, "Evaluating the Performance of Self-Paced Brain-Computer Interface Technology," *Tech. Rep., Neil Squire Society*, Vancouver, Canada, 2006.
- [16] C.Escolano, "Robot control with BCI and augmented reality" M.S. Thesis, Centro Politécnico Superior, Universidad de Zaragoza, September 2008.
- [17] T. J. Sejnowski, G. Dornhege, J.d.R. Millán, T. Hinterberger, D. J. McFarland, and K.-R. Müller, *Toward Brain-Computer Interfacing (Neural Information Processing)*. The MIT Press, 2007.