

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

Carlos Escolano, Iñaki Iturrate, Javier Antelis, Javier Minguez

Universidad de Zaragoza, cescolan@unizar.es, iturrate@unizar.es, antelis@unizar.es, jminguez@unizar.es

## Resumen

*Este artículo describe dos dispositivos de rehabilitación cuyo control se realiza únicamente con la mente, desarrollados en la Universidad de Zaragoza. El primer dispositivo es una silla de ruedas controlada con la mente que permite realizar tareas de navegación, y el segundo, un robot controlado con la mente que permite realizar tareas remotas de teleoperación (navegación del robot y exploración visual del entorno por medio de su cámara incorporada). Ambos incorporan un sistema de navegación autónoma que les permite la evitación de los obstáculos detectados por su sensor láser. Básicamente, al usuario se le muestra una reconstrucción virtual del entorno en tiempo real (silla de ruedas), o video real capturado por la cámara (teleoperación del robot). A partir de dichas representaciones, el usuario se concentra en un área del espacio a alcanzar (o también visualizar en el caso de la teleoperación). En primer lugar, un proceso de estimulación visual produce el fenómeno neurológico (P300 en este caso), se procesa la señal EEG y el objetivo es detectado. Este objetivo es enviado entonces al sistema de navegación autónomo (caso de navegación), que conduce el dispositivo hasta el lugar deseado; o al control de la cámara, que alinea la cámara hacia el lugar deseado (caso de exploración). Estos sistemas han sido rigurosamente validados con diez usuarios sanos (cinco por cada dispositivo). El resultado general es que todos los usuarios usaron correctamente los dispositivos con relativa facilidad, mostrando una alta robustez del sistema.*

**Palabras Clave:** rehabilitación, interfaz cerebro-ordenador, robótica, silla de ruedas, teleoperación.

## 1 INTRODUCCIÓN

En la actualidad existen determinadas enfermedades, especialmente de tipo degenerativo, como por ejemplo la Esclerosis Lateral Amiotrófica (ELA), que provocan paulatinamente la incapacidad de uso de cualquier tipo de actividad muscular. Así, los métodos tradicionales de interacción de dichos pacientes con una máquina resulta imposible, siendo

el cerebro el único canal de comunicación disponible. Además, 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 surgen las tecnologías llamadas Interfaces Cerebro-Ordenador.

Entendemos por Interfaces Cerebro-Ordenador, o Brain-Computer Interfaces (BCIs de ahora en adelante) aquellos interfaces que permiten una interacción con el usuario utilizando únicamente la actividad cerebral 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, aparece un campo virgen de investigación de creciente interés en los últimos años.

Uno de los aspectos que marcan la diferencia en este campo es el tipo de técnica utilizada para medir la actividad cerebral. En EEUU la investigación viene dominada por las técnicas invasivas en animales, en donde se aplican 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 la mente. 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, sistemas basados en EEG han sido usados por humanos para controlar un ratón en la pantalla [17], para comunicación como un deletreador [5], como un navegador web [7], etc. En lo respecta a robots actuados con la mente, el primer control se realizó en el 2004 [10], y desde entonces, la investigación se ha centrado en manipuladores [4], humanoides de pequeño tamaño [1] y sillas de ruedas [8], [14], [16].

Partiendo de esta base, en la Universidad de Zaragoza se han desarrollado dos innovadores sistemas: el primero de ellos, una nueva aproximación de una silla de ruedas controlada con la mente, donde se tratan de paliar determinadas deficiencias de las soluciones anteriores; el segundo de ellos, la teleoperación de un robot con la mente, situado en una localización remota. 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 robustez de los sistemas desarrollados.

## 2 DISEÑO DEL SISTEMA DE LA SILLA DE RUEDAS

La investigación en dispositivos cerebro-ordenador aplicada al control humano se ha orientado en dos direcciones fundamentales: neuroprótesis y sillas de ruedas controladas con la mente. Las sillas de ruedas se centran en ofrecer facilidad de 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 la mente, que hace uso del protocolo neurofisiológico síncrono P300, integrado en un constructor gráfico en tiempo real de escenarios, y que incorpora características avanzadas de navegación autónoma (Figura 1).

De manera resumida, el usuario observa en una pantalla la reconstrucción virtual del entorno en tiempo real, construida usando como base la información recogida por el escáner láser. A partir de esta representación, el usuario se concentra en un área del espacio a alcanzar. Un proceso de estimulación visual produce el fenómeno

neurofisiológico y el procesamiento de señal detecta el objetivo deseado por el usuario. Entonces, esta localización se envía al sistema de navegación autónoma, que conduce la silla hasta el lugar deseado evitando los obstáculos 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 su 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. Finalmente, hay un sistema de comunicaciones entre ellos, encargado del intercambio de información entre ambos.

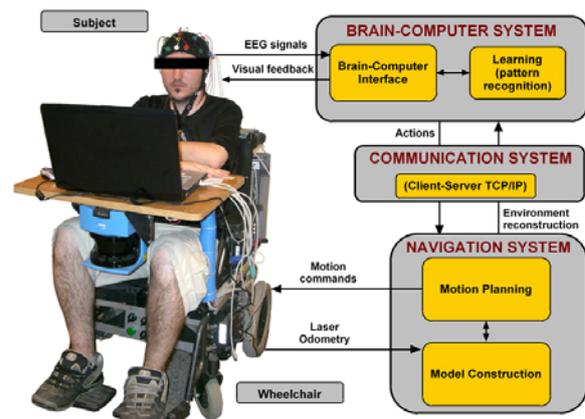


Figura 1: Esta figura muestra el diseño de la silla de ruedas controlada con el pensamiento, los módulos principales y el flujo de información entre ellos

### 2.1 SISTEMA CEREBRO-ORDENADOR

El protocolo neurofisiológico seguido en nuestro estudio se basa en una respuesta asociada a eventos, el potencial visualmente evocado P300 [13]. Este potencial se manifiesta como una deflexión positiva en el 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).

Además de la unidad de procesamiento de señal, el sistema 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 producir el potencial visualmente evocado P300.

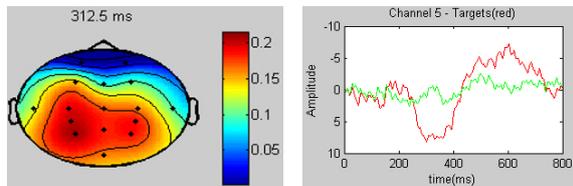


Figura 2. (Izquierda) Gráfica topográfica de la distribución EEG en la cabeza a 300 ms. El área con más actividad (parte media-baja de la cabeza) está en el lóbulo parietal, donde el potencial P300 se produce. (Derecha) Respuesta P300 típica. La línea roja muestra la actividad EEG en un canal (producida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

Para controlar la silla de ruedas, el usuario selecciona destinos o primitivas de movimiento concentrándose en las posibilidades mostradas en la pantalla (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].

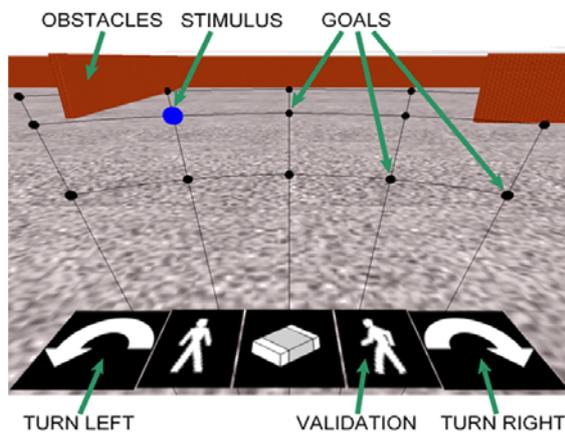


Figura 3: interfaz gráfica diseñada.

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 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. El resto de la información mostrada es usada para la selección de comandos: los obstáculos son representados mediante paredes, 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 personalizables en cuanto a color, textura, forma, tamaño y localización se refiere. Esto fue importante en las sesiones de *screening*, comentadas en el siguiente apartado, para equilibrar las capacidades y preferencias del usuario con el rendimiento del sistema (recaltar que las características del potencial P300 se ven afectadas por estos cambios).

El otro aspecto de la interfaz gráfica es el proceso de estimulación para producir la P300 cuando el usuario se concentra 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 [3]. En este paradigma, el flasheo de los estímulos se realiza por filas y por columnas en lugar de flashear 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 con el rendimiento del sistema.

## 2.2 SISTEMA DE NAVIGACIÓN

El otro sistema 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



Figura 4: Capturas de diferentes sujetos durante los experimentos.

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 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 [12]. Este módulo tiene dos funcionalidades. Por una parte, un módulo 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 usarse. Básicamente, el protocolo de ejecución funciona como sigue. Inicialmente, el usuario observa una pantalla con la interfaz gráfica explicada anteriormente. Cuando el proceso de 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. Una vez 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

Para la ejecución de los experimentos, 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 la fase final de evaluación del 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 el entrenamiento del sistema y en un test en un simulador de la silla, que emulaba los mecanismos de la interfaz de usuario y su sistema de navegación.

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 del dispositivo diseñado: explorar las capacidades de navegación del sistema y comprobar el rendimiento de los usuarios en casos reales. Diseñamos dos circuitos que los usuarios tuvieron que resolver navegando autónomamente con la silla. El primer circuito fue diseñado para evaluar la realización de tareas de maniobrabilidad compleja y la evitación de obstáculos en entornos cerrados. El segundo circuito consistía en la navegación en espacios abiertos.

En lo que respecta a los resultados de los experimentos, el lector es dirigido a [6] 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 de los usuarios y robustez del sistema (Figura 4). A continuación se detalla una evaluación general de la silla de ruedas: una evaluación general del rendimiento del sistema completo, y una evaluación particular del rendimiento de BCI.

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

- Éxito: 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 1 y 2.

Tabla 1: 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 2: 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 [9]. Basándonos en ellas, proponemos las siguientes:

- Rendimiento BCI teórico: selecciones correctas de BCI contra el 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 contra el total de selecciones.

Los resultados se muestran en las tablas 3 y 4.

Tabla 3: 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 4: 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 empleado para realizar una selección y enviar una misión al sistema.

## 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 de libertad del que dispusieran.

Aquí describimos el primer sistema de teleoperación humano realizado con la mente y con 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 por 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 transfirieren al sistema robótico vía internet. El usuario puede alternar entre un modo de navegación del robot (para control el movimiento del robot) y el 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.

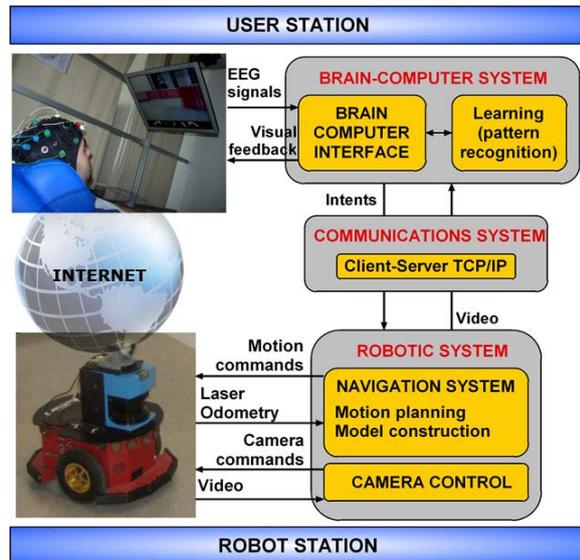


Figura 5: Esta figura muestra el diseño del robot teleoperado con la mente, las dos estaciones, los principales sistemas que lo componen y el flujo de información entre ellos.

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 deseadas del usuario. Además, existe un sistema de comunicaciones a través de internet entre ellos 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 ruedas (ver sección 2). Además, este sistema incorpora un interfaz gráfico con dos funcionalidades: (i) muestra visualmente un conjunto predefinido de opciones que los usuarios pueden seleccionar para controlar el sistema, 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.

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.

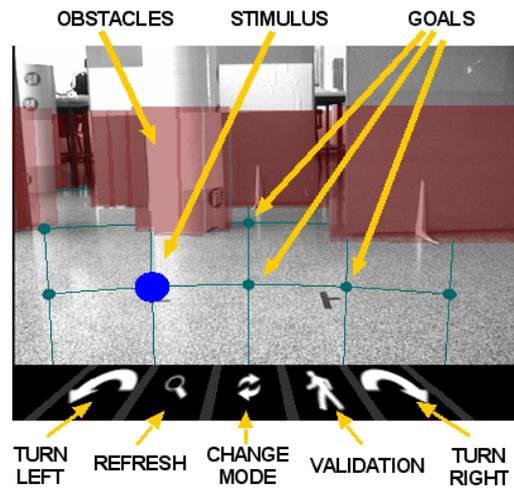


Figura 6: Interfaz gráfica en el modo de navegación del robot.

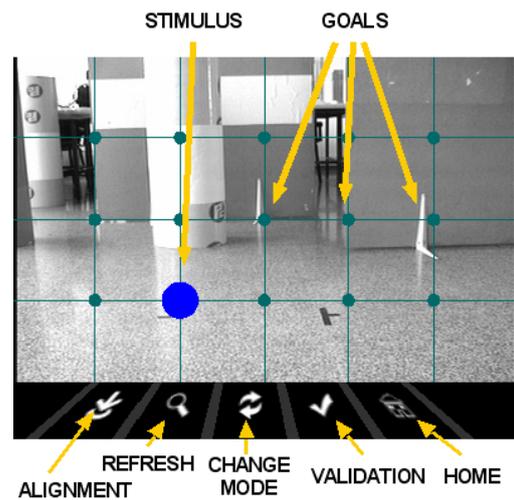


Figura 7: Interfaz gráfica en el modo de exploración de la cámara.

El modo de navegación del robot permite al usuario controlar el movimiento del robot (Figura 6). Superpuesto al video se muestran los obstáculos del entorno como muros semitransparentes. Además, existe una malla de posibles destinos sobre el suelo que el usuario puede seleccionar. 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.



Figura 8: Capturas de diferentes momentos durante los experimentos.

El modo de control de la cámara permite cambiar la orientación de la cámara para realizar una exploración visual activa 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.

#### 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 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 activa del entorno.

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 [12]. 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 rastrear 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. Se diseñaron dos tareas en dos circuitos distintos que combinaban conjuntamente navegación y exploración visual: la tarea 1 consistía en la navegación en espacios reducidos con una búsqueda visual de dos objetivos, y la tarea 2 consistía en la navegación en espacios abiertos con una búsqueda 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 [2] para más detalles de la evaluación. Concretamente, se detalla una evaluación general del sistema, y una evaluación particular del sistema cerebro-ordenador (BCI).

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 7 y 8.

Tabla 7: Rendimiento general, tarea 1.

	min	max	mean	std
Long.recorrida (m)	10.99	13.53	11.84	0.90
Tiempo (seg)	685	1249	918	163
# misiones	12	19	13.9	2.3
Rendimiento práctico BCI	0.83	1.00	0.92	0.07

Tabla 8: Rendimiento general, tarea 2.

	min	max	mean	std
Long.recorrida (m)	19.68	21.83	20.68	0.63
Tiempo (seg)	706	1126	910	154
# misiones	10	15	11.7	1.6
Rendimiento práctico BCI	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 ellos 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 remarcar que ambas tareas se diseñaron para probar la combinación de ambos modos de teleoperación bajo diferentes condiciones de trabajo.

2) *Rendimiento BCI*: Basado en [9], 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 9 y 10.

Tabla 9: Rendimiento BCI, tarea 1.

	min	max	mean	std
Rendimiento teórico BCI	0.81	1.00	0.90	0.08
Rendimiento práctico BCI	0.83	1.00	0.92	0.07
# Total errores	0	6	2.90	2.56
# Errores útiles	0	2	0.60	0.84

Tabla 10: Rendimiento BCI, tarea 2.

	min	max	mean	std
Rendimiento teórico BCI	0.73	1.00	0.86	0.09
Rendimiento práctico BCI	0.78	1.00	0.89	0.07
# Total errores	0	11	4.90	3.70
# Errores útiles	0	5	1.20	1.81

La convención [15] 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%).

## 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, lo cuales realizaron tareas preestablecidas de navegación y exploración visual durante una semana entre dos ciudad 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 en lugares abiertos y de alta maniobrabilidad; combinadas con tareas de exploración en el caso del sistema de teleoperación. El resultado general es la alta robustez del sistema. Además, este estudio muestra la viabilidad de estas tecnologías en humanos y usando técnicas no invasivas.

Como trabajo futuro, estamos trabajando en la mejora de ambos dispositivos 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 además en la incorporación de tareas de más alto nivel para mejorar la navegación (por ejemplo con tareas de seguimiento de personas) y la exploración (por ejemplo alineación de la cámara con la locación de sonidos o voces específicas); y en la integración de este sistema en robot pequeños de bajo coste.

### Agradecimientos

Nos gustaría agradecer al laboratorio 4all de Vilanova i la Geltrú (Barcelona) por su soporte durante las sesiones de experimentación del sistema de teleoperación. Agradecemos a 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.

### Referencias

- [1] 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.
- [2] C. Escolano, J. Antelis, and J. Minguez, "Human Brain-Teleoperated Robot between Remote Places," *IEEE International Conference on Robotics and Automation*, 2009.
- [3] 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.
- [4] 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.
- [5] 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.
- [6] I. Iturrate, J. Antelis, and J. Minguez, "Non-Invasive Brain-Actuated Wheelchair based on a P300 Neurophysiological Protocol and Automated Navigation," *IEEE Transactions on Robotics*, 2009.
- [7] 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.
- [8] T. Luth, D. Ojdanic, O. Friman, O. Prentzel, and A. Graser, "Low level control in a semi-autonomous rehabilitation robotic system via a Brain-Computer Interface," 2007.
- [9] 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.
- [10] 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.
- [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. 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.
- [13] 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.
- [14] 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.
- [15] 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..
- [16] 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.
- [17] 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.