



UNIVERSIDAD DE MÁLAGA

**ESCUELA TÉCNICA SUPERIOR DE
INGENIERÍA DE TELECOMUNICACIÓN**

Tesis Doctoral

**INTERFAZ CEREBRO-COMPUTADORA: PARADIGMAS
DE NAVEGACIÓN BASADOS EN UNA TAREA DE
IMAGINACIÓN MOTORA**

Francisco Javier Velasco Álvarez

MÁLAGA, 2012



UNIVERSIDAD DE MÁLAGA

**ESCUELA TÉCNICA SUPERIOR DE
INGENIERÍA DE TELECOMUNICACIÓN**

Tesis Doctoral

**INTERFAZ CEREBRO-COMPUTADORA: PARADIGMAS
DE NAVEGACIÓN BASADOS EN UNA TAREA DE
IMAGINACIÓN MOTORA**

AUTOR: Francisco Javier Velasco Álvarez
Ingeniero de Telecomunicación

2012

D. RICARDO RON ANGEVIN, PROFESOR TITULAR DEL DEPARTAMENTO DE
TECNOLOGÍA ELECTRÓNICA DE LA UNIVERSIDAD DE MÁLAGA

CERTIFICO:

Que D. Francisco Javier Velasco Álvarez, Ingeniero de Telecomunicación, ha realizado en el Departamento de Tecnología Electrónica de la Universidad de Málaga, bajo mi dirección, el trabajo de investigación correspondiente a su Tesis Doctoral titulada:

“INTERFAZ CEREBRO-COMPUTADORA: PARADIGMAS DE
NAVEGACIÓN BASADOS EN UNA TAREA DE IMAGINACIÓN MOTORA”

Revisado el presente trabajo, estimo que puede ser presentado al Tribunal que ha de juzgarlo.

Y para que conste a efectos de lo establecido en el Real Decreto 1393/2007 regulador de los estudios de Tercer Ciclo-Doctorado, AUTORIZO la presentación de esta Tesis en la Universidad de Málaga.

Málaga, a 9 de octubre de 2012

Fdo. Ricardo Ron Angevin
Profesor Titular del Departamento de Tecnología Electrónica

Departamento de Tecnología Electrónica

E.T.S.I. Telecomunicación

Universidad de Málaga

TESIS DOCTORAL

**INTERFAZ CEREBRO-COMPUTADORA: PARADIGMAS
DE NAVEGACIÓN BASADOS EN UNA TAREA DE
IMAGINACIÓN MOTORA**

**AUTOR: Francisco Javier Velasco Álvarez
Ingeniero de Telecomunicación**

**DIRECTOR: Ricardo Ron Angevin
Dr. Ingeniero de Telecomunicación**

AGRADECIMIENTOS

En primer lugar quiero darle las gracias a mi tutor, Ricardo Ron, por haber sido un buen guía durante estos cuatro últimos años y por facilitar el trabajo haciéndolo motivante. Aunque en las últimas semanas no se me haya notado mucho, te estoy agradecido.

A los profesores del grupo Diana por crear un buen ambiente de trabajo, en especial a Antonio, Arcadio y Carmen, con quienes he tenido contacto más directo.

A los compañeros del laboratorio 1.3.9, siempre dispuestos a echar una mano; a los que quedan por aquí, como Juan, y los que han pasado, como Salva.

A los antiguos compañeros del laboratorio 1.3.5 que han prestado su apoyo inter-departamental, los doctores David, Juan, Javi y Gerardo.

A Leandro, con quien he trabajado codo con codo, en los experimentos, en los análisis y fuera del laboratorio.

A Ernesto, quien no se merece dos líneas sino una tesis entera, porque con gente así uno sabe que el mundo podría ser mejor.

A los sujetos que han participado en los experimentos, en especial a Carolina que siempre se ha prestado a colaborar con nosotros.

A nivel personal a mis padres y a mi hermano, mis seres más queridos y cercanos, los que siempre han sospechado que esto saldría bien; y al camarada Nico por ayudarme a hacer interesantes los huecos entre partes de la tesis.

A la Junta de Andalucía, cuyo proyecto de Excelencia P07-TIC03310 ha financiado esta investigación.

RESUMEN

Una Interfaz Cerebro-Computadora o BCI (*Brain-Computer Interface*) es un sistema que permite que las personas controlen un elemento externo por medio de su actividad cerebral exclusivamente, sin necesidad de realizar movimientos musculares. Hay varios métodos para detectar esta actividad cerebral, siendo los más utilizados son los ‘no invasivos’, es decir, los que se basan en el contacto superficial de electrodos en el cuero cabelludo. El procesamiento de las señales generadas como consecuencia de pensamientos voluntarios, como en los sistemas BCI basados en ‘ritmos sensomotores’, sugiere que cuando una zona del cerebro ligada a una tarea de movimiento se activa para ejecutar el movimiento, las señales registradas cambian sus características. La propiedad más significativa de estas señales es su comportamiento cuando una persona imagina el movimiento sin llegar a ejecutarlo, pues se provoca un efecto similar.

Los investigadores en este área trabajan para desarrollar diferentes aplicaciones que permitan mejorar la calidad de vida de pacientes con severas discapacidades, para quienes un sistema BCI puede representar un canal viable para interactuar con su entorno. Esta Tesis centrará la atención en las aplicaciones orientadas a la movilidad con una silla de ruedas motorizada. Antes de que alguien pueda usar una silla de ruedas en una situación real, es necesario garantizar que se tiene el control suficiente para evitar situaciones de riesgo. La realidad virtual es una herramienta adecuada para proporcionar a los sujetos la posibilidad de entrenar y probar la aplicación en un entorno seguro, es por ello que en esta Tesis la mayoría de los experimentos se llevó a cabo en entornos virtuales.

Para permitir el control de una silla de ruedas virtual, varios paradigmas han sido propuestos, con diferentes interfaces de control y número de comandos de navegación. Un mayor número de comandos facilita el control de la silla de ruedas; sin embargo, se ha demostrado que la mejor precisión en la clasificación se consigue cuando sólo dos tareas mentales son discriminadas. En el tipo de aplicaciones que se están refiriendo, cuyo objetivo es el control de una silla de ruedas, un error en la clasificación de una tarea mental (lo que puede llevar a un comando erróneo), puede provocar situaciones peligrosas; por tanto, es crucial garantizar que se minimiza la tasa de error de modo que se provea de la máxima seguridad posible al usuario. Por ello, en esta Tesis se desarrolla

un paradigma de control que permite el control de la navegación usando tres o cuatro comandos, basándose el sistema en la clasificación de únicamente dos tareas mentales.

Entre los sistemas BCI orientados a navegación, muchos tienen la limitación de ser ‘síncronos’, es decir, la temporización del control viene regulada por el propio sistema, de modo que el sujeto sólo puede interactuar con el entorno en ciertos momentos indicados por dicho sistema. La tendencia actual en la investigación es dejar a los sujetos que controlen esa temporización, ya que supone un modo más natural de interacción. Estos sistemas son llamados ‘asíncronos’.

El objetivo de esta Tesis es estudiar diferentes paradigmas de control de un sistema BCI asíncrono orientado a la navegación (en entornos virtuales y reales) que puedan ser usados para controlar finalmente una silla de ruedas. Se busca que el control del sujeto sea en cualquier dirección posible, con tal de conseguir una navegación libre, al tiempo que sólo se utilice una tarea de imaginación de movimiento (discriminada frente al estado de reposo) para ejercer dicho control, garantizando de este modo un menor error en la clasificación.

ABSTRACT

A Brain-Computer Interface (BCI) is a system that enables people to control an external device by means of their brain activity, without the need of performing muscular activity. The most frequently used methods to detect brain activity are those by which the recording of the signals is obtained through ‘non-invasive’ means, i.e., by sensors placed superficially on the scalp. Some systems process the generated signals resulting from voluntary thoughts, as with BCIs based on ‘Sensorimotor Rhythms’. Some areas of the brain are linked to the control of movement, and thus, the corresponding signals change when people perform a movement. One of the most interesting characteristic of these signals is their behaviour when someone only imagines the movement but without actually executing it, because a similar effect can be detected.

Researchers in the BCI field endeavour to develop different applications that can improve the quality of life of severely disabled patients, for whom a BCI can be a useful channel through which to interact with their environment. This thesis will focus on systems intended to control a moving device (such as a wheelchair). Before people can use a wheelchair in a real environment, it is necessary to guarantee that they have enough control to avoid dangerous situations. Virtual Reality is a powerful tool that can provide the subjects with an opportunity to train and to test the application in a safe environment.

In order to control a wheelchair, several paradigms have been proposed with different control interfaces and number of commands. A higher number of commands makes the control of the wheelchair easier, because subjects have more options to move freely; however, several studies have shown that the greatest accuracy in mental task classification is achieved when only two of them are discriminated. In this kind of application, in which the objective is the control of a wheelchair, a classification error (a wrong command) could initiate a dangerous situation, and therefore, it is crucial to minimise the error rate in order to guarantee the subject’s safety. In order to accomplish this requirement, this thesis proposes a control paradigm that permits the subjects to navigate in a virtual environment (VE) using three or four navigation commands but where the BCI is controlled by the classification of only two mental tasks.

Many works aimed at navigation have the limitation of being ‘synchronous’, i.e., the timing of the control is regulated by the system, in such a way that subjects can only

interact with the environment at certain time slots given by the system. Recent research tends to allow the subjects to control this timing, which is a more natural way of interaction; these systems are called ‘asynchronous’.

The objective of this thesis is to study different control paradigms of a BCI system focused on navigation (in a VE and the real world) with a wheelchair. This control enables subjects to move in any direction (in order to get free navigation) but is to be achieved with only one Motor Imagery (MI) active task (which will be discriminated from a state of relaxation), so that it can guarantee the minimum classification error rate.

ÍNDICE

Listado de Acrónimos.....	v
Índice de Figuras.....	vii
Índice de Tablas.....	xi
1 Introducción.....	1
2 Fundamentos.....	7
2.1 Actividad Cerebral.....	7
2.2 Medida de las Señales Cerebrales	10
2.2.1 Electroencefalograma (EEG).....	12
2.2.2 Artefactos.....	20
2.3 Realidad Virtual.....	20
2.3.1 RV y BCI.....	23
3 Interfaces Cerebro-Computadora	25
3.1 Partes de un Sistema BCI	25
3.1.1 Adquisición de Señal.....	26
3.1.2 Procesado de Señal	26
3.1.3 Control.....	28
3.2 Clasificación de los Sistemas BCI.....	29
3.2.1 Tipos de Sistemas BCI	29
3.3 Entrenamiento.....	32
3.3.1 Feedback.....	32
3.4 Criterios de Evaluación de un Sistema BCI	33
3.5 Aplicaciones	35
3.5.1 Aplicaciones Clínicas	35
3.5.2 Aplicaciones Fuera del Ámbito Clínico	37
4 Estado de la Técnica BCI en Navegación y Realidad Virtual.....	39
4.1 Aplicaciones en Entornos Virtuales	39
4.1.1 Navegación en VE.....	42
4.2 Aplicaciones en Entornos Reales	49
4.2.1 Robots.....	49
4.2.2 Sillas de Ruedas.....	53
4.3 Resumen del Estado de la Técnica	57
5 Objetivos de la Tesis	59

6	Metodología.....	63
6.1	Sistema BCI Utilizado.....	63
6.1.1	Adquisición de la Señal.....	63
6.1.2	Procesado de la Señal.....	66
6.1.3	Aplicaciones de Control.....	69
6.2	Protocolo Experimental.....	75
6.2.1	Fase de Entrenamiento Inicial.....	75
6.2.2	Fase de Navegación.....	78
7	Experimentos y Resultados.....	83
7.1	Experimento 1.....	84
7.1.1	Introducción.....	84
7.1.2	Descripción del Paradigma.....	85
7.1.3	Metodología.....	88
7.1.4	Resultados y Discusión.....	89
7.2	Experimento 2.....	94
7.2.1	Introducción.....	94
7.2.2	Descripción del Paradigma.....	94
7.2.3	Metodología.....	99
7.2.4	Resultados y Discusión.....	100
7.3	Experimento 3.....	107
7.3.1	Introducción.....	107
7.3.2	Descripción del Paradigma.....	107
7.3.3	Metodología.....	111
7.3.4	Resultados y Discusión.....	112
7.4	Experimento 4.....	118
7.4.1	Introducción.....	118
7.4.2	Descripción del Paradigma.....	119
7.4.3	Metodología.....	123
7.4.4	Resultados y Discusión.....	125
7.5	Experimento 5.....	130
7.5.1	Introducción.....	130
7.5.2	Descripción del Paradigma.....	132
7.5.3	Metodología.....	133
7.5.4	Resultados y Discusión.....	134

7.6	Experimento 6	138
7.6.1	Introducción.....	138
7.6.2	Descripción del Paradigma.....	138
7.6.3	Metodología.....	141
7.6.4	Resultados y Discusión.....	143
8	Conclusiones y Líneas Futuras	151
8.1	Conclusiones.....	151
8.2	Líneas Futuras	155
Apéndice A: English Summary		157
A.1	Introduction.....	157
A.2	Basics	161
A.2.1	Brain Activity	161
A.2.2	Measuring the Brain Signals.....	162
A.2.3	Virtual Reality.....	164
A.3	Brain-Computer Interfaces	166
A.3.1	Parts of a BCI.....	166
A.3.2	BCI Classification.....	167
A.3.3	BCI Applications	168
A.4	State-of-the-art: BCI in Navigation and Virtual Reality.....	170
A.4.1	Virtual Environments Applications	170
A.4.2	Real Environments Applications	172
A.5	Objectives	173
A.6	Methods	175
A.6.1	BCI System Used.....	175
A.6.2	Experimental Protocol	176
A.7	Experiments and Results.....	178
A.7.1	Experiment 1	178
A.7.2	Experiment 2.....	179
A.7.3	Experiment 3.....	179
A.7.4	Experiment 4.....	180
A.7.5	Experiment 5.....	180
A.7.6	Experiment 6.....	181
A.8	Conclusions and Future Work	183
A.8.1	Conclusions.....	183

A.8.2 Future Work	184
Apéndice B. Procesado Off-line del EEG	185
B.1 Selección de la Banda de Frecuencia	185
B.2 ERD en la Banda Elegida.....	186
B.3 Clasificación.....	188
REFERENCIAS	189

LISTADO DE ACRÓNIMOS

ALS	<i>Amyotrophic Lateral Sclerosis</i>
AR	<i>Augmented Reality</i>
BCI	<i>Brain-Computer Interface</i>
CAR	<i>Common Average Reference</i>
CAVE	<i>Cave Automatic Virtual Environment</i>
CSP	<i>Common Spatial Patterns</i>
CLIS	<i>Complete Locked-in State</i>
CSP	<i>Common Spatial Patterns</i>
DAQ	<i>Data Acquisition Device</i>
ECoG	Electrocorticograma
EEG	Electroencefalografía
EMG	Electromiografía
EOG	Electrooculograma
ERD	<i>Event-Related Desynchronization</i>
ERP	<i>Event-Related Potential</i>
ERS	<i>Event-Related Synchronization</i>
FES	<i>Functional Electrical Stimulation</i>
FFT	<i>Fast Fourier Transform</i>
fMRI	<i>Functional Magnetic Resonance Imaging</i>
HMD	<i>Head-Mounted Display</i>
LDA	<i>Linear Discriminant Analysis</i>
LIS	<i>Locked-in State</i>
MEG	<i>Magnetoencefalografía</i>
MI	<i>Motor Imagery</i>
NIRS	<i>Near Infra Red Spectroscopy</i>
ODE	<i>Open Dynamics Engine</i>
SCP	<i>Slow Cortical Potential</i>
SD	<i>Standard Deviation</i>
SMR	<i>Sensorimotor Rhythm</i>
SPSS	<i>Statistical Package for the Social Sciences</i>
SSVEP	<i>Steady-State Visual Evoked Potential</i>
TCP	<i>Transmission Control Protocol</i>
UDP	<i>User Datagram Protocol</i>
VE	<i>Virtual Environment</i>
VR	<i>Virtual Reality</i>

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 2-1. Partes de una neurona.....	7
Figura 2-2. Morfología del encéfalo humano.....	8
Figura 2-3. Áreas de la corteza cerebral asociadas a distintas funciones.....	9
Figura 2-4. Actividad en la corteza.....	9
Figura 2-5. Interfaz electrodo-electrolito.....	13
Figura 2-6. Ejemplos de electrodos pasivo, activo y seco.....	14
Figura 2-7. Sistema internacional 10-20.....	15
Figura 2-8. Dos ejemplo de configuraciones Laplacianas.....	16
Figura 2-9. HMD (<i>Head Mounted Display</i>).....	22
Figura 2-10. Sistema CAVE.....	23
Figura 2-11. <i>Headset</i> de Emotiv (izquierda) y de Neurosky (derecha).....	24
Figura 2-12. Ejemplo de uso de Realidad Aumentada en un sistema BCI.....	24
Figura 3-1. Modelo general de un sistema BCI.....	25
Figura 3-2. Deletreador en árbol.....	36
Figura 3-3. Matriz de los <i>spellers</i> basados en P300 y el paradigma <i>oddball</i>	37
Figura 3-4. Navegación Web basada en BCI.....	37
Figura 3-5. Tecnología BCI aplicada al juego World of Warcraft.....	38
Figura 4-1. Presentación de <i>feedback</i> mediante ‘mapeo natural’.....	40
Figura 4-2. Diferentes aplicaciones en VR.....	40
Figura 4-3. Temporización con <i>feedback</i> clásico frente a uno basado en VR.....	41
Figura 4-4. Videojuego controlado por BCI.....	41
Figura 4-5. Dos escenarios en VR: un bar y una calle.....	42
Figura 4-6. Elección de dos posibles comandos con dos tareas de MI.....	43
Figura 4-7. El sujeto frente a una pantalla que representa la escena virtual.....	43
Figura 4-8. Interacción basada en P300.....	44
Figura 4-9. BCI adaptativo en la jerarquía de comandos.....	45
Figura 4-10. Dos VE en los que el sujeto sólo puede desplazarse en una dirección.....	46
Figura 4-11. Movimientos dentro de la rejilla hexagonal.....	46
Figura 4-12. Apartamento en el que el sujeto se puede mover con tres comandos.....	47
Figura 4-13. VE donde el sujeto se mueve de modo asíncrono usando tres MI.....	48
Figura 4-14. Laberinto en VR y un posible camino a seguir.....	48
Figura 4-15. Paradigma de navegación basado en ERP.....	49
Figura 4-16. Control de un robot humanoide.....	50
Figura 4-17. Repetición de tareas para generar un patrón.....	50

Figura 4-18. Sistema BCI para mover un robot en cuatro direcciones.	51
Figura 4-19. Control asíncrono de un robot bípedo en un laberinto.	51
Figura 4-20. Navegación de un robot real en un entorno experimental.	52
Figura 4-21. Robot humanoide mediante un sistema BCI adaptativo.....	53
Figura 4-22. Silla robótica (izquierda) y representación del escenario (derecha).	54
Figura 4-23. Control de una silla de ruedas con P300.....	55
Figura 4-24. Silla de ruedas controlada con un paradigma basado en P300.	55
Figura 4-25. Silla de ruedas robótica controlada por SSVEP.	56
Figura 4-26. Control ‘compartido’ de una silla de ruedas.....	56
Figura 6-1. Modelo general de un sistema BCI.....	63
Figura 6-2. Diagrama temporal del inventariado de las muestras de señal.....	67
Figura 6-3. Esquema de comunicación de las aplicaciones de control.	70
Figura 6-4. Imágenes de dos entornos desarrollados en VRML.	71
Figura 6-5. Imágenes de dos entornos desarrollados con OpenGL.....	72
Figura 6-6. Imágenes de un entorno desarrollado con Microsoft Robotics Studio.	72
Figura 6-7. Sujeto delante de la pantalla de proyección.....	73
Figura 6-8. Dispositivos reales: Moway, ePuck y silla de ruedas motorizada.	74
Figura 6-9. Sesiones que componen la fase de entrenamiento inicial.....	76
Figura 6-10. Comparación del <i>feedback</i> utilizando técnicas clásicas y RV.....	76
Figura 6-11. Sesiones que componen la fase de navegación.	78
Figura 7-1. Laberinto en perspectiva cenital.	86
Figura 7-2. Diferentes escenas del VE.	87
Figura 7-3. Sesiones que componen la fase de navegación del experimento 1.....	89
Figura 7-4. Interfaces NC (a) e IC (b).	95
Figura 7-5. Control en el estado IC.	97
Figura 7-6. Sesiones que componen la fase de navegación del experimento 2.....	99
Figura 7-7. Diferentes caminos seguidos por los sujetos.	104
Figura 7-8. Interfaces NC (izquierda) e IC (derecha).	108
Figura 7-9. Control de los movimientos continuos.	109
Figura 7-10. Secuencia de ejemplo del control de movimientos continuos.....	109
Figura 7-11 Sesiones que componen la fase de navegación del experimento 3.....	112
Figura 7-12. Diferentes caminos seguidos por los sujetos.	116
Figura 7-13. Camino dividido en tramos rectos y curvos.	121
Figura 7-14. Control en modo ‘ <i>switch</i> ’.....	122
Figura 7-15. Interfaces NC e IC en el nuevo entorno desarrollado en OpenGL.	124
Figura 7-16. Sesiones que componen la fase de navegación del experimento 4.....	124
Figura 7-17. Sesiones que componen la fase de navegación del experimento 5.....	134

Figura 7-18. Robot simulado en el VE y robot real en el laberinto real.....	140
Figura 7-19. Solución óptima para recorrer el camino propuesto.....	141
Figura 7-20. Sesiones que componen la fase de navegación del experimento 6.....	141
Figura 7-21. Ejemplos de trayectorias en la sesión 3 (RS) del experimento 6.....	146
Figure A-1. Brain areas and functions.	161
Figure A-2. Motor functions distribution over the motor cortex.....	162
Figure A-3. Passive, active and dry electrodes.	163
Figure A-4. International System 10-20.....	163
Figure A-5. CAVE (left) and Head Mounted Display (right).	165
Figure A-6. General model of a BCI.....	166
Figure A-7. Synchronous interface for experiment 1.....	178
Figure A-8. NC (a) and IC (b) interfaces in a VRML virtual environment.	179
Figure A-9. NC (a) and IC (b) interfaces in a OpenGL virtual environment.....	180
Figure A-10. Simulated robot in the VE and robot in the real environment.....	182
Figura B-1. Espectro de potencia.	186
Figura B-2. Curvas de ERD/ERS.....	187
Figura B-3. Curva de error promediada en los 8 segundos de duración de la prueba.....	187
Figura B-4. Ejemplo de clasificador LDA.	188

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 7-1. Características de seis los experimentos.....	83
Tabla 7-2. Resultados de la clasificación y bandas de frecuencias en la fase de entrenamiento del experimento 1, promediados sobre las tres sesiones.....	90
Tabla 7-3. Resultados de la fase de navegación del experimento 1.....	91
Tabla 7-4. Comparación de características de los experimentos 1 y 2.....	95
Tabla 7-5. Resultados de la clasificación y bandas de frecuencias en la fase de entrenamiento del experimento 2, sesión sin <i>feedback</i>	100
Tabla 7-6. Resultados en el estado NC, sesión de evaluación del experimento 2.....	101
Tabla 7-7. Resultados en el estado IC, evaluación del experimento 2.....	102
Tabla 7-8. Resultados de la sesión de navegación del experimento 2.....	103
Tabla 7-9. Comparación entre los tres primeros experimentos.....	107
Tabla 7-10. Resultados de la clasificación y bandas de frecuencias en la fase de entrenamiento del experimento 3, sesión sin <i>feedback</i>	112
Tabla 7-11. Resultados de la sesión de navegación 1 del experimento 3.....	114
Tabla 7-12. Resultados de la sesión de navegación 2 del experimento 3.....	114
Tabla 7-13. Comparación entre los cuatro primeros experimentos.....	120
Tabla 7-14. Resultados de la clasificación y bandas de frecuencias en la fase de entrenamiento del experimento 4, sesión sin <i>feedback</i>	125
Tabla 7-15. Resultados del grupo ‘continuo’.....	126
Tabla 7-16. Resultados del grupo ‘switch’.....	127
Tabla 7-17. Diferencias en cada modo para tramos rectos y curvos.....	128
Tabla 7-18. Comparación entre los cinco primeros experimentos.....	132
Tabla 7-19. Resultados del experimento 5.....	135
Tabla 7-20. Resultados promediados por parámetros del experimento 5.....	136
Tabla 7-21. Comparación entre los seis experimentos.....	139
Tabla 7-22. Resultados de la clasificación y bandas de frecuencias en la fase de entrenamiento del experimento 6, sesión sin <i>feedback</i>	143
Tabla 7-23. Resultados de la etapa discreta del experimento 6.....	145
Tabla 7-24. Resultados promediados de la etapa discreta del experimento 6.....	146
Tabla 7-25. Resultados de la etapa continua del experimento 6.....	148
Tabla 7-26. Resultados promediados de la etapa continua del experimento 6.....	149
Table A-1. Characteristic comparison between all the experiments.....	178

1 INTRODUCCIÓN

Una Interfaz Cerebro-Computadora o BCI (*Brain-Computer Interface*) es un sistema que permite que las personas controlen un elemento externo por medio de su actividad cerebral exclusivamente, sin necesidad de realizar movimientos musculares. Hay varios métodos para detectar esta actividad cerebral; algunos de ellos necesitan implantar electrodos en el cerebro o en la corteza cerebral. Los más utilizados, por otro lado, son aquéllos en los que la lectura de las señales se hace por métodos ‘no invasivos’, es decir, mediante el contacto superficial de electrodos en el cuero cabelludo. A las señales obtenidas a través de este método se les denomina señales electroencefalográficas (EEG). Diferentes tipos de señales EEG pueden detectarse, dando como resultado diferentes tipos de sistemas BCI. Algunos analizan la respuesta del cerebro ante estímulos dados, éstos son los denominados BCI basados en ‘potenciales relacionados con eventos’ o ERP (*Event-Related Potentials*) (Kübler & Müller, 2007). Otros sistemas procesan las señales EEG generadas como consecuencia de pensamientos voluntarios; entre éstos, los más extendidos son los sistemas BCI basados en ‘ritmos sensorimotors’ (también sensoriomotors y sensitivomotors) o SMR (*Sensorimotor Rhythms*). Estos ritmos son señales EEG específicas caracterizadas por sus frecuencias. La mayoría de estos sistemas BCI hace uso del ritmo μ , cuya banda de frecuencia se sitúa aproximadamente entre 8 y 13 Hz, aunque también es común el uso del ritmo β (alrededor de 20 Hz). Las investigaciones al respecto (Lopes da Silva & Pfurtscheller, 1999) sugieren que cuando una zona motora del cerebro (un área del cerebro que se encarga de los movimientos de una parte del cuerpo) no está realizando una tarea mental concreta, se detecta en ella cierta sincronización de la actividad neuronal en la banda μ que da lugar a los citados ritmos sensorimotors; sin embargo, cuando esa misma zona del cerebro se ‘activa’ para mover una parte del cuerpo, se suele producir una desincronización en la actividad neuronal (*Event-Related Desynchronization*, ERD), que conlleva una disminución en la amplitud detectada en el ritmo μ . La propiedad más significativa de estas señales es su comportamiento cuando una persona imagina el movimiento (*Motor Imagery*, MI) sin llegar a ejecutarlo, pues se provoca una ERD similar (Neuper & Pfurtscheller, 1999). Esta característica es la que hace a los SMR adecuados para ser usados como señales de entrada de un sistema BCI, ya que permite que mediante una actividad puramente mental, sin intervención alguna

Capítulo 1

de los músculos, una persona pueda controlar un sistema, estableciéndose un canal de comunicación directo entre el cerebro y la computadora.

El objetivo principal de la investigación en el campo de los sistemas BCI es proporcionar a personas con discapacidades severas una vía de comunicación alternativa, no basada en la actividad muscular. Debido a varias causas, como la esclerosis lateral amiotrófica (ALS, *Amyotrophic Lateral Sclerosis*), parálisis cerebral o daños en el cerebro, es posible que una persona entre en un estado en el que se pierde la capacidad motora (habitualmente queda el control de los movimientos de los ojos), mientras que se mantienen las capacidades sensoriales y cognitivas (Kübler et al., 2007a). Este estado se denomina *locked-in state*, LIS. Si se pierde todo control muscular, se le denomina *complete locked-in state*, CLIS. Las investigaciones actuales no permiten concluir si se mantienen las funciones cognitivas o no en estado CLIS; pero el hecho es que no se ha conseguido que pacientes en dicho estado ejerzan control sobre un sistema BCI (Kübler & Birbaumer, 2008; Murguialday et al., 2011).

Los investigadores en este área trabajan para desarrollar diferentes aplicaciones que permitan mejorar la calidad de vida de pacientes que sufren dichas discapacidades, para quienes un sistema BCI puede representar un canal viable para interactuar con su entorno. Hay estudios en varios campos, como aquéllos cuyo objetivo es proporcionar movimiento de neuroprótesis en pacientes con miembros amputados (G. Pfurtscheller et al., 2003), dispositivos capaces de deletrear palabras (Blankertz et al., 2006), aplicaciones de control de ‘hogares inteligentes’ (Guger et al., 2008), navegadores Web controlados por señales EEG (Bensch et al., 2007) o sistemas orientados al control de una silla de ruedas (o similar). Entre estos últimos, hay algunos en los que los sujetos controlan una silla de ruedas real en una situación experimental (Galán et al., 2008), o un pequeño robot en un entorno real que simula una casa (Millán et al., 2004a). Sin embargo, en la mayoría de estos estudios los sujetos se someten a pruebas en las que controlan una silla de ruedas simulada en un entorno virtual (*Virtual Environment*, VE). Antes de que alguien pueda usar una silla de ruedas en una situación real, es necesario garantizar que se tiene el control suficiente para evitar situaciones de riesgo. La realidad virtual (*Virtual Reality*, VR) es una herramienta adecuada para proporcionar a los sujetos la posibilidad de entrenar y probar la aplicación en un entorno seguro. Dado que el objetivo de este trabajo se enmarca entre este tipo concreto de aplicaciones, se hablará de ellas con más detalle en el capítulo 4.

Para permitir el control de una silla de ruedas virtual, varios paradigmas han sido propuestos. Algunos sistemas describen un sistema en el que la silla de ruedas se mueve sólo en una dirección (avance) (Leeb et al., 2007a; Leeb et al., 2007b). A causa de esta restricción en la libertad de movimiento, sólo se necesita un comando (por tanto, una tarea mental activa) para conseguir el control del sistema. Otros sistemas permiten que el sujeto elija entre un mayor número de comandos. En (Tsui & Gan, 2007), un robot simulado realiza dos acciones (girar a la derecha y avanzar, o girar a la izquierda y avanzar), en respuesta a la MI de la mano derecha o izquierda. Una aplicación más versátil se encuentra en (Scherer et al., 2008) con tres posibles comandos (asociados a tres tareas de MI): girar a la izquierda, girar a la derecha y avanzar. Un mayor número de comandos facilita el control de la silla de ruedas, ya que el sujeto tiene más opciones para moverse libremente (gracias a un posible incremento de la tasa de transferencia de información). Los trabajos citados asocian el número de comandos al número de tareas mentales. Sin embargo, se ha demostrado en varios estudios (Kronegg et al., 2007; Obermaier et al., 2001) que la mejor precisión en la clasificación se consigue cuando sólo dos tareas mentales son discriminadas. En el tipo de aplicaciones que se están refiriendo, cuyo objetivo es el control de una silla de ruedas, un error en la clasificación de una tarea mental (un comando erróneo), puede provocar situaciones peligrosas, por tanto es crucial garantizar que se minimiza la tasa de error de modo que se provea de la máxima seguridad posible al usuario. Por ello, en esta Tesis se desarrolla un paradigma de control que permite el control de la navegación usando tres o cuatro comandos, basándose el sistema en la clasificación de sólo dos tareas mentales. En la literatura científica pueden encontrarse algunos ejemplos de sistemas BCI en los que se realiza un mapeo de una tarea mental en varias clases, aunque se trata de sistemas genéricos, no aplicados a la navegación en VE. En (Friedrich et al., 2009) se presenta un sistema síncrono con cuatro posibles objetivos que son iluminados de manera secuencial y en el que el sujeto debe elegir uno de ellos mediante una tarea de MI. En (Geng & Gan, 2008) se describe otro sistema síncrono en el que un cursor se desplaza secuencialmente por cuatro objetivos y el sujeto debe pararlo en uno de ellos, de nuevo, mediante una tarea de MI para seleccionarlo.

Muchos de los trabajos orientados a la navegación tienen la limitación de ser ‘síncronos’, es decir, la temporización del control viene regulada por el sistema, de modo que el sujeto sólo puede interactuar con el entorno en ciertos momentos indicados por dicho sistema. La tendencia actual en la investigación es dejar a los sujetos que

Capítulo 1

controlen esa temporización, ya que supone un modo más natural de interacción, como en (Galán et al., 2008; Leeb et al., 2007a; Leeb et al., 2007b; Millán et al., 2004b; Scherer et al., 2008; Tsui & Gan, 2007). Estos sistemas son llamados ‘asíncronos’.

El objetivo principal de esta Tesis es estudiar diferentes paradigmas de control de un sistema BCI asíncrono orientado a la navegación (en entornos virtuales y reales) con una silla de ruedas. Se busca que el control del sujeto sea en cualquier dirección posible, con tal de conseguir una navegación libre, al tiempo que sólo se utilice una tarea de MI (discriminada frente al estado de reposo) para ejercer dicho control, garantizando de este modo un menor error en la clasificación.

La estructura de esta Tesis Doctoral es la que sigue:

En el capítulo 2 se da una visión general de los fundamentos biológicos y tecnológicos que permiten el desarrollo de los sistemas BCI.

En el capítulo 3 se hace un breve análisis de los sistemas BCI, viendo sus partes básicas y estableciendo ciertas clasificaciones de éstos que permiten ubicar en su contexto adecuado el trabajo de investigación desarrollado en la Tesis.

El capítulo 4 se dedica a detallar el estado actual de la investigación en las áreas más directamente relacionadas con el presente trabajo: sistemas BCI orientados a la ‘navegación’ (movilidad conseguida usualmente mediante sillas de ruedas motorizadas) y sistemas que usan técnicas de VR para el entrenamiento de los sujetos.

En el capítulo 5 se especifican los objetivos que se pretenden conseguir con la Tesis.

En el capítulo 6 se concretan los procesos metodológicos comunes que se utilizaron durante los experimentos descritos en la Tesis.

En el capítulo 7 se describen los experimentos llevados a cabo en esta línea de investigación. De cada experimento se extraen conclusiones que permiten diseñar un nuevo experimento para continuar mejorando la interfaz de control.

Finalmente, en el capítulo 8 se presentan las conclusiones generales obtenidas a partir de esta investigación.

Los dos siguiente capítulos son sendos apéndices a la Tesis. El primero de ellos, el apéndice A, consiste en un resumen en inglés del trabajo desarrollado. En el apéndice B se detalla el uso de una aplicación, desarrollada por el grupo de investigación DIANA de la Universidad de Málaga, que permite hacer el análisis *off-line* de las trazas del EEG.

El trabajo desarrollado en esta Tesis ha sido parcialmente financiado por el proyecto BRAINS (P07-TIC-03310) de la Consejería de Innovación, Ciencia y Empresa de la Junta de Andalucía.

2 FUNDAMENTOS

En este capítulo se dará un repaso a varios aspectos necesarios para comprender cómo funcionan los sistemas BCI y ubicar en el contexto adecuado el trabajo desarrollado en esta Tesis. Se trata de explicar brevemente cómo funciona a nivel biológico el cerebro humano, qué propiedades de éste permiten que tecnológicamente se pueda detectar su actividad mediante electrodos y qué tipos de señales se obtienen tras dicha detección. Finalmente, al margen de los sistemas BCI, pero relacionado con ellos como se verá posteriormente, se darán algunas nociones sobre el uso de la Realidad Virtual.

2.1 ACTIVIDAD CEREBRAL

En este apartado se hace una somera descripción de la anatomía del cerebro, extraída en su mayor parte de (Andreassi, 2006).

En el cerebro se encuentran cientos de miles de millones de células llamadas neuronas que se interconectan formando complejas redes. Estas células interactúan entre sí mediante impulsos eléctricos canalizados a través de las dendritas y los axones (Figura 2-1). Las dendritas son unas cortas extensiones del cuerpo de la neurona que reciben los impulsos procedentes de otras neuronas. Los axones son unas prolongaciones mucho más largas cuya función principal es la de transmitir el impulso eléctrico a las dendritas de otras neuronas (Andreassi, 2006).

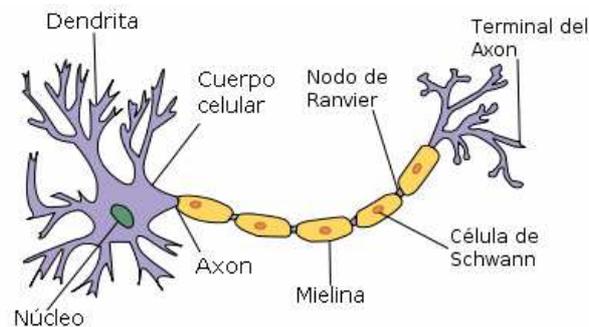


Figura 2-1. Partes de una neurona.

El sistema nervioso central está constituido por el encéfalo y la médula espinal. El encéfalo es la parte protegida en el interior del cráneo (Figura 2-2). Éste, a su vez, puede dividirse en tres partes: cerebro, tronco encefálico y cerebelo. La función

Capítulo 2

principal del cerebelo es la de controlar el equilibrio y coordinar los movimientos voluntarios. El tronco encefálico conecta la médula espinal con el cerebelo y el cerebro. En el cerebro se ubican los pensamientos conscientes del ser humano. Éste está dividido en dos hemisferios (derecho e izquierdo) separados por una hendidura profunda. La superficie del cerebro está formada por un conjunto de repliegues irregulares llamados circunvoluciones o giros cerebrales. Al igual que el resto del sistema nervioso central, el cerebro está compuesto por materia gris y materia blanca (con mayor densidad de neuronas o de fibras nerviosas, respectivamente). La materia gris se concentra en mayor parte en la corteza cerebral (o córtex), cuyo grosor es de unos 3 mm. Cada hemisferio se divide en cuatro lóbulos: frontal, parietal, temporal y occipital. Las separaciones entre distintos lóbulos se denominan ‘surcos’; tres de ellos (central, lateral y parietooccipital) son los más destacados y los que se usan para diferenciar distintas zonas en el cerebro.

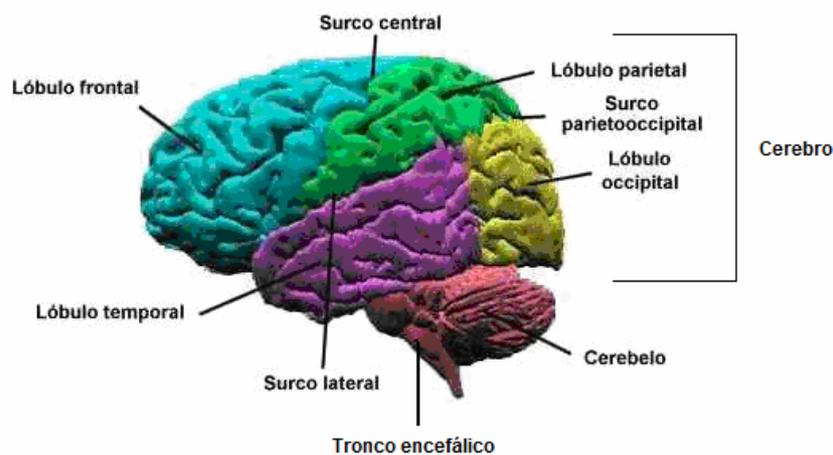


Figura 2-2. Morfología del encéfalo humano.

La actividad cerebral asociada a distintas funciones puede ligarse a ciertas áreas concretas de la corteza cerebral. En la Figura 2-3 puede observarse esta distribución. El control de las distintas funciones motoras se hace de modo contralateral, es decir, el hemisferio izquierdo ejerce control sobre la parte derecha del cuerpo y viceversa.

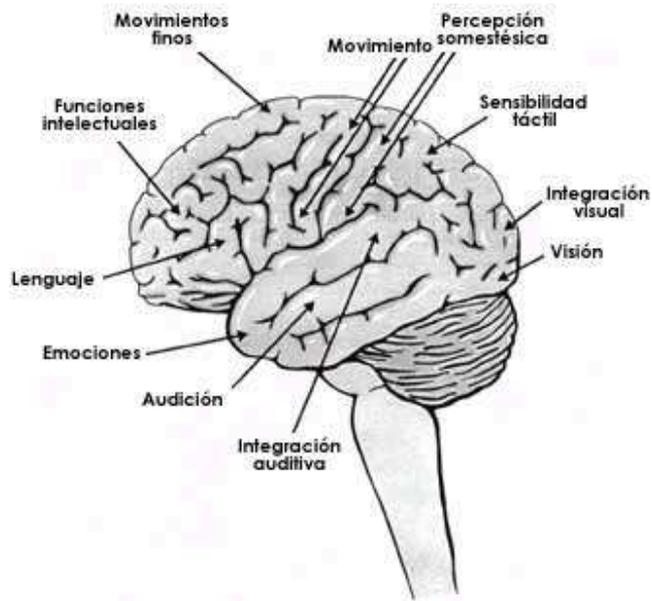


Figura 2-3. Áreas de la corteza cerebral asociadas a distintas funciones.

En la Figura 2-3 puede observarse que en la parte central existe una zona asociada al movimiento, ésta es la llamada corteza motora. Un corte transversal de la corteza motora se muestra en la Figura 2-4 A, en la que se detalla en qué área de ella están las funciones motoras de cada parte del cuerpo. Además de esto, en cuanto a las funciones cognitivas se refiere, el hemisferio izquierdo está más ligado a la racionalidad, a procesos intelectuales, mientras que el derecho lo está a funciones emocionales y creativas (una representación de esto último puede verse reflejado en la Figura 2-4 B).

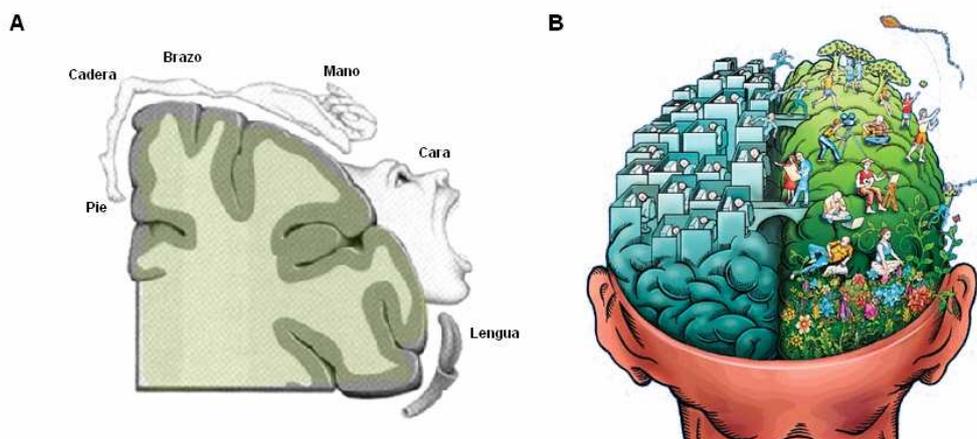


Figura 2-4. Actividad en la corteza. A, distribución de funciones en la corteza motora. B, funciones intelectuales y funciones emocionales.

2.2 MEDIDA DE LAS SEÑALES CEREBRALES

Aunque los impulsos neuronales mediante los que se comunican las neuronas tienen una amplitud muy pequeña, la actividad conjunta de un gran número de células hace que esa actividad eléctrica alcance valores suficientemente grandes para que pueda ser detectada. Existen varios métodos para detectar dicha actividad eléctrica (Kübler & Müller, 2007; Vaughan et al., 1996):

- En los métodos invasivos se colocan los electrodos en el cerebro, necesitando una intervención quirúrgica para realizar el implante, por lo que no es habitual su uso para el control de sistemas BCI, y en el caso de hacerlo, está orientado a personas con severas discapacidades. En algunos casos, los electrodos implantados en el cerebro de los sujetos con otros fines (como los colocados para detectar zonas afectadas por epilepsia) se utilizan para hacer pruebas con un sistemas BCI. En general, sin embargo, las pruebas hechas con fines de investigación suelen hacerse con una inmensa mayoría de sujetos sanos, por lo que estos métodos no son muy empleados. Estos métodos son menos vulnerables a interferencias que los no invasivos, que se verán a continuación. Su mayor inconveniente es que se necesita una cirugía y que los implantes no suelen ser duraderos, ya que el cerebro tiende a rechazarlos (como protección frente a una posible infección) (Kübler & Müller, 2007). Dentro de los métodos invasivos, se diferencia entre dos métodos, según el nivel de profundidad donde se coloquen los electrodos:
 - Las señales pueden captarse en la superficie del cerebro (córtex), dando lugar al electrocorticograma (EcOG). Estos métodos presentan una alta resolución espacial (del orden de decenas de milímetros), un ancho de banda de 0 a 200 Hz y una amplitud entre los 50 y 100 mV.
 - Los electrodos pueden situarse ‘dentro’ del córtex cerebral, mediante implantes de micro-electrodos. Las medidas obtenidas mediante esta técnica se denominan intracorticales. La principal ventaja de estos métodos es la calidad de la señal registrada. En

efecto, dado que los electrodos están en contacto directo con las neuronas, las señales son de mucha mayor amplitud que en el caso del EcOG y de los métodos no invasivos que se verán a continuación. También se consiguen señales más ‘limpias’, pues sólo se captan las señales de las neuronas en contacto, consiguiendo que exista señal exclusivamente cuando dichas neuronas se activan; es decir, se tiene mejor resolución espacial de las zonas del cerebro que con el EcOG.

- Los métodos no invasivos no necesitan de intervención quirúrgica para utilizarse, siendo ésta su principal ventaja, es decir, la facilidad con que se aplican a los sujetos. Sus inconvenientes en comparación con los métodos invasivos son la menor amplitud de las señales detectadas, y la mayor susceptibilidad frente al ruido generado por otras causas, como el movimiento de los músculos de la cara (a estas interferencias se les denomina ‘artefactos’). Al tener poca resolución espacial (del orden de centímetros) las señales que se captan no sólo se originan en el punto donde se realiza la medida, sino que llegan señales de diferentes actividades cerebrales conjuntamente. La amplitud de estas señales suele ser de entre 5 y 20 μV . La medida se realiza desde la superficie del cuero cabelludo, mediante unos electrodos superficiales. Esta técnica, denominada electroencefalograma (EEG), es la menos molesta para el sujeto y la más sencilla de utilizar, por lo que se ha convertido en la más extendida para el uso en sistemas BCI.
- Al margen de los mencionados, que se basan en la detección de la actividad eléctrica del cerebro, hay otros métodos (también no invasivos) para detectar actividad cerebral como son (Kübler & Müller, 2007):
 - Magnetoencefalografía (MEG). Se basa en los campos magnéticos inducidos por las corrientes eléctricas del cerebro. No se suele usar como señal de entrada de un sistema BCI, dado el tamaño de los aparatos necesarios para la medida. Producen una resolución espacial en 3D.
 - Resonancia magnética funcional (fMRI, *Functional Magnetic Resonance Imaging*). La sangre circulando por tejidos cerebrales se oxigena más cuando éstos están involucrados en alguna

actividad, como consecuencia cambian las propiedades magnéticas de la hemoglobina debido a la presencia de oxígeno, siendo estos cambios en los campos magnéticos los que se detectan mediante fMRI. Como en el caso del MEG, se obtienen mapas de actividad en 3D (resolución espacial) y no se usan como entrada para un sistema BCI. Sin embargo algunos trabajos comienzan a estudiar la viabilidad de dichos métodos (Sitaram et al., 2008).

- NIRS (*Near Infrared Spectroscopy*). Estas técnicas aprovechan los cambios en las propiedades ópticas de la sangre oxigenada, del mismo modo que en el caso de fMRI. Esta técnica ofrece también resolución espacial en 3D, aunque restringida a la zona del córtex. Los equipos de registro de NIRS son portables, por lo que sí son viables para su uso en sistemas BCI (Sitaram et al., 2007).

La comunidad científica no llega a un acuerdo en cuanto al origen exacto de las señales captadas mediante la técnica EEG (Andreassi, 2006). Algunos autores proponen que se debe a la actividad conjunta de células distribuidas por todo el tejido cerebral. Otros autores, en cambio, piensan que dichas señales proceden de pequeños grupos de neuronas situadas en la corteza cerebral (es la opinión más extendida).

2.2.1 ELECTROENCEFALOGRAMA (EEG)

Se denomina electroencefalograma (EEG) a la exploración neurofisiológica que se basa en el registro de la actividad bioeléctrica cerebral captada en el cuero cabelludo. Aunque estas señales varían mucho entre sujetos, pueden detectarse ciertos patrones que son comunes a la mayoría de la población. Por esto, la actividad registrada se ha usado ampliamente en el diagnóstico de varias afecciones del sistema nervioso, en especial de la epilepsia, pues éstas provocan cierto tipo de anomalías (Kübler & Müller, 2007). Otro campo en el que las señales EEG son de gran utilidad es en el de los sistemas BCI, dado que existe cierto tipo de señales EEG que varían según los estados mentales del sujeto o las reacciones involuntarias del cerebro ante ciertos estímulos.

2.2.1.1 Electrodo

La actividad neuronal no repercute directamente en la aparición de corrientes eléctricas en el cuero cabelludo, sino que dicha actividad provoca la aparición de corrientes iónicas. Los electrodos forman una interfaz de transducción convirtiendo esa corriente de naturaleza iónica generada por el cuerpo humano en una señal eléctrica transmitida al instrumento de medida. Sin embargo, esa interfaz necesita de un medio llamado electrolito. Un electrolito es una sustancia susceptible de ser descompuesta mediante electrolisis (es un gel conductor que se aplica entre el cuero cabelludo y el electrodo). La interfaz electrodo-electrolito (Figura 2-5) consiste en electrones que se mueven en una dirección opuesta a la de la corriente en el electrodo, cationes (c^+) moviéndose en la misma dirección de la corriente, y aniones (a^-) moviéndose en una dirección opuesta a la de la corriente en el electrolito.

Lo que permite que estas cargas crucen la interfaz son reacciones químicas de oxidación-reducción en el electrolito. En la Figura 2-5 se representa el electrodo, formado por átomos metálicos 'c', el electrolito y el flujo de cargas. Entre los electrodos más utilizados en la actualidad están los de Plata-Cloruro de plata ($Ag/AgCl$), que necesitan cierto mantenimiento (deben ser periódicamente tratados con cloro) y los electrodos de oro (son los utilizados en los experimentos descritos en el capítulo 7), que no requieren ese mantenimiento. Una desventaja de este tipo de electrodo superficial es que el hecho de necesitar un electrolito (gel conductor) hace que con el tiempo éste se seque y se reduzca la capacidad del electrodo para captar señales. También se requiere un proceso de preparado de la piel para que la impedancia del electrodo conectado no sea muy alta.

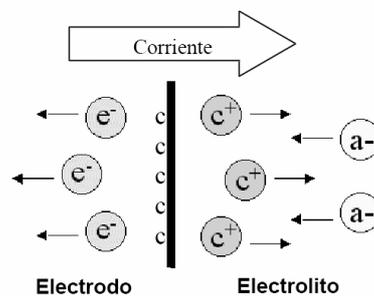


Figura 2-5. Interfaz electrodo-electrolito.

Recientemente están surgiendo nuevos tipos de electrodos que facilitan la tarea de la adquisición de señales cerebrales. Por un lado, la aparición de electrodos 'activos' mejora sustancialmente la relación señal a ruido de las señales (este parámetro mide la

calidad de la lectura de la señal). Se trata de electrodos comunes en los que se añade un pequeño pre-amplificador ‘dentro’ de cada uno (de ganancia unidad, comúnmente), de modo que la señal que llega finalmente al amplificador está más libre de ser contaminada por ruidos (como el acople por la falta de aislamiento de los cables). La pre-amplificación baja la impedancia inherente al electrodo, hecho que facilita la preparación del cuero cabelludo previa a la colocación del electrodo. Por otro lado, también haciendo uso de pre-amplificación, aparecen posteriormente los electrodos ‘secos’, que no necesitan de un electrolito para captar las señales. De aquí nace su principal ventaja, que la colocación de este tipo de electrodo es casi inmediata al no necesitar preparación de la piel ni gel conductor. Las principales desventajas frente a los electrodos que necesitan gel son la mayor impedancia entre el electrodo y la piel, la circuitería adicional necesaria y la susceptibilidad a los movimientos de la cabeza (Salvo et al., 2012). Pueden consultarse las características de estos nuevos tipos de electrodos en (Chi, Tzyy-Ping Jung, & Cauwenberghs, 2010) y los sitios Web de sus fabricantes y distribuidores, por ejemplo, (*'Brain products, active electrodes'*, (2012); *'Gtec, dry electrodes'*, (2012)).

En la Figura 2-6 pueden verse algunos ejemplos de los tres tipos de electrodo mencionados.

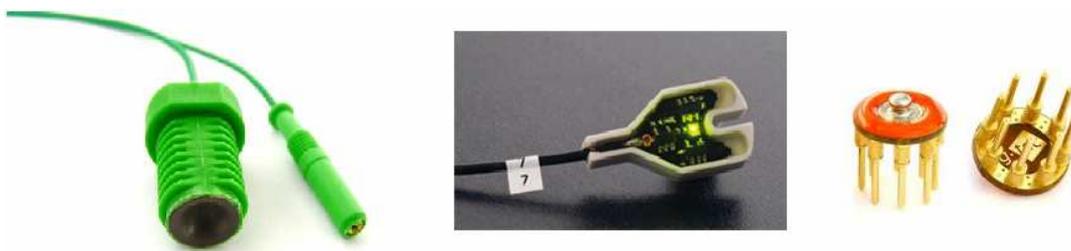


Figura 2-6. Ejemplos de electrodos pasivo (izquierda), activo (centro) y seco (derecha).

2.2.1.2 Medida de las señales EEG

La medida de señales EEG está fuertemente relacionada con las distintas áreas del cerebro en las que se produce actividad neuronal, por lo que las posiciones habituales donde se colocan los electrodos responden a un estándar internacional conocido como el ‘sistema internacional 10-20’ (Jasper, 1958). Los números ‘10’ y ‘20’ hacen referencia al hecho de que las distancias entre las posiciones de los electrodos suponen bien el 10% o el 20% de la distancia total del cráneo en sentido longitudinal o transversal (ver Figura 2-7). Las marcas que determinan esta distancia son el *nasion* y el *inion* en la dimensión longitudinal, y los orificios de las orejas en la transversal (puntos A1 y A2).

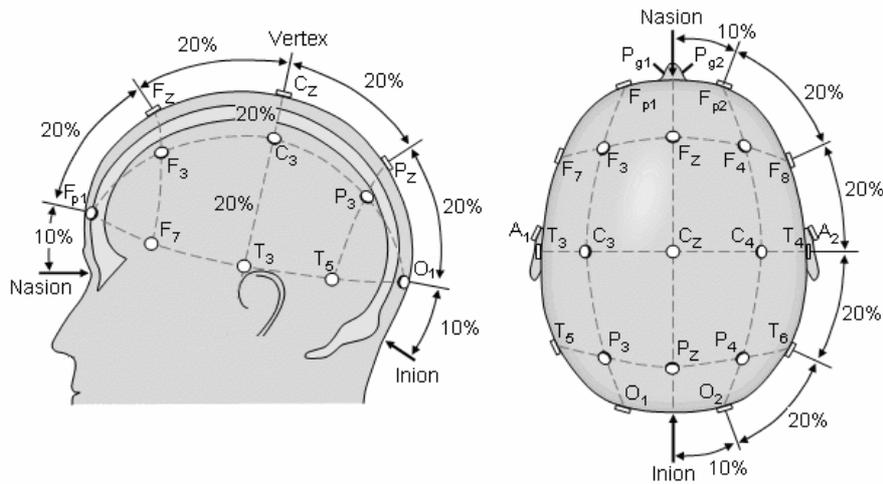


Figura 2-7. Sistema internacional 10-20.

Las posiciones de los electrodos vienen identificadas por una letra y un número (en su mayoría). La letra corresponde al lóbulo o zona donde está dicha posición ('F', lóbulo frontal; 'P', lóbulo parietal; 'T', lóbulo temporal; 'O', lóbulo occipital; 'C', área central; 'Fp', polo frontal) y un número que indica el hemisferio (pares para el derecho, impares para el izquierdo). La letra 'Z' en lugar de un número indica las posiciones en la línea central del cerebro, la unión entre el *nasion* y el *inion*.

Aun siendo las mismas posiciones las que se miden, hay varias maneras de realizar las medidas (configuración de los electrodos):

- **Monopolar.** Un electrodo (llamado 'activo' por ser el que capta la señal de interés, no confundir con el tipo de electrodo, activo/pasivo) se sitúa en la posición a realizar la medida, y el otro ('referencia') en una zona con la menor actividad posible (típicamente, el lóbulo de la oreja). Los resultados obtenidos de este modo son fácilmente interpretables, pero son muy susceptibles al ruido (Fehmi & Collura, 2007).
- **Bipolar.** Se sitúan dos electrodos activos cercanos a la zona de interés, midiéndose la diferencia de potencial entre ellos. Las ventajas de este sistema son que se evita el problema de elegir una zona inactiva (que no esté afectada por la actividad cerebral) para el electrodo de referencia (Andreassi, 2006), y que se mejora el rechazo al ruido, en concreto frente a los artefactos comunes (pues la medida diferencial los anula), de modo que es más fácil distinguir si un área del cerebro presenta actividad en comparación con un montaje monopolar (Fehmi & Collura, 2007). Su inconveniente es que la forma y la amplitud de la señal queda

distorsionada; sin embargo, dependiendo del tipo de análisis de señal que se haga posteriormente (por ejemplo, si se buscan componentes frecuenciales, ver apartado 2.2.1.3.2), puede que la forma de la señal no sea determinante. Este tipo de configuración de medida será el utilizado en los experimentos que se incluyen en el capítulo 7.

- Laplaciana. Es una configuración parecida a la monopolar, en la que la referencia se toma como el promedio de las señales obtenidas de varios electrodos situados alrededor del electrodo activo. Usualmente se distingue entre *small Laplacian*, en la que los electrodos sobre los que se promedia son los que rodean directamente al punto de medida (según el sistema internacional 10/20) y *large Laplacian*, en la que los electrodos a promediar están separados por una posición vacía del punto de medida (Figura 2-8).

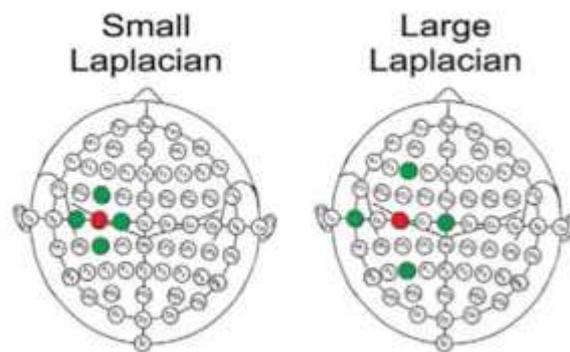


Figura 2-8. Dos ejemplo de configuraciones Laplacianas.

- CAR, *Common Average Reference*. En este caso, la referencia de la medida en cada punto se toma como el promedio de todos los electrodos conectados.
- CSP, *Common Spatial Patterns*. No sólo se trata de una configuración de electrodos, sino también de un algoritmo de filtrado espacial que da pesos a diferentes electrodos según su posición (Dornhege et al., 2006).

2.2.1.3 Tipos de Señales EEG

Hay diferentes tipos de señales que pueden ser captadas mediante EEG, al margen del tipo de electrodos usados o de la configuración de éstos; se trata de señales eléctricas captadas en el mismo sitio, pero cuyo origen es bien diferente. Unas pueden ser provocadas por pensamientos conscientes, otras por reacciones involuntarias a

estímulos, otras se alteran debido al estado mental del sujeto, entre otras opciones. En los siguientes apartados se hará un breve resumen de las más populares entre ellas, pudiendo verse con más detalle en (Andreassi, 2006).

2.2.1.3.1 Potenciales Relacionados con Eventos (ERP)

Entre las señales de entrada más extendidas para usar en un sistema BCI se encuentran los potenciales relacionados con eventos (*Event-Related Potentials*, ERP (Andreassi, 2006)). Éstos son unos cambios de potencial en la señal EEG que se producen antes, durante o después de un evento psicológico, motor o sensorial (Kübler & Müller, 2007). Estos eventos pueden ser internos (ERP endógeno) o externos al sujeto (ERP exógeno) (Andreassi, 2006; Fabiani et al., 2007):

- Entre los externos, aquéllos que son consecuencia de un estímulo físico exterior son llamados *Sensory ERPs*. Éstos pueden ser provocados por estímulos de distinta naturaleza, sea visual, auditiva, somatosensorial u olfativa (estos estímulos podrían ser, respectivamente: luces parpadeando, sonidos, vibración en distintas partes del cuerpo u olores). En los tres primeros casos, si el estímulo se presenta dentro de un determinado rango de frecuencias (dependiente del tipo de estímulo, y del sujeto), se produce una respuesta del cerebro incrementando la actividad electroencefalográfica a dicha frecuencia. Estos potenciales evocados reciben el nombre de *Steady-State Visual Evoked Potentials* (SSVEP, véase un ejemplo aplicado a sistemas BCI en (Yijun Wang et al., 2006)), *Auditory Steady-State Responses* o *Auditory Steady-State Evoked Potential* (ASSR o Auditory SSEP, (Do-Won Kim et al., 2011)), *Steady-State Somatosensory Evoked Potentials* (SSSEP, (Müller-Putz, et al., 2006)), para los estímulos visuales, auditivos y somatosensoriales respectivamente.
- Otros tipos de ERP, los endógenos, son aquéllos que no dependen directamente de la naturaleza física de un estímulo exterior, sino de factores subjetivos de la persona frente a dicho estímulo (por ejemplo, la importancia que le da el sujeto), o no son provocados por un estímulo exterior, sino por un evento interior (por ejemplo un proceso cognitivo del sujeto). Entre ellos están los potenciales de baja frecuencia llamados *Slow Cortical Potentials* (SCP). Destacan aquí el *Readiness Potential*

(RP) y el *Contingent Negative Variation* (CNV). El primero de ellos se refiere a un potencial que suele aparecer entre 500 y 1000 ms antes de producirse un movimiento voluntario. El CNV está muy relacionado con el anterior, y se trata de un potencial que aparece cuando el sujeto se prepara ante un determinado evento cierto tiempo después de que se haya producido un estímulo. Sin embargo, el ERP endógeno más utilizado en sistemas BCI es uno perteneciente a otra categoría, la de los llamados *Long-Latency Potentials*. Este tipo de respuestas aparecen entre 250 y 700 ms después del estímulo (esperado o no). El más significativo aparece a los 300 ms, por ello es llamado P300 ó P3. Los factores que más afectan en la aparición de éste son la frecuencia de aparición del estímulo (a menor frecuencia, más larga es la respuesta que produce) y la importancia que representa el estímulo para el sujeto.

2.2.1.3.2 Ritmos Cerebrales

En el punto anterior se han visto determinados patrones de respuesta que aparecen en la actividad eléctrica del cerebro ante algunos estímulos. Al margen de éstos, hay otras señales que pueden detectarse y que no dependen de estímulos. Se trata de los ritmos cerebrales: señales de diferente frecuencia y localización, que están siempre presentes en las señales EEG, aunque varían su amplitud dependiendo del estado mental del sujeto, de sus pensamientos o de determinadas acciones. Hay muchos ritmos identificados, sin embargo, son dos los que destacan, y los que son usados como posibles elementos de control de un sistema BCI. Se trata de las ondas μ y las ondas β (Andreassi, 2006):

- Ritmo μ . Esta señal aparece en la mayoría de las personas, con una frecuencia aproximadamente entre 8 y 13 Hz. Está muy relacionada con las funciones motoras del cerebro (se registra en la zona correspondiente a la corteza motora, ver Figura 2-3 y Figura 2-4); en concreto, tiende a disminuir su amplitud cuando la persona ejecuta un movimiento. Lo que la hace adecuada para utilizarse como señal de control de un sistema BCI es que presenta un efecto similar cuando se imagina el movimiento, lo que se suele conocer como ‘imaginación motora’ (*Motor Imagery*, MI (Neuper & Pfurtscheller, 1999)).

- En la misma banda de frecuencia aproximadamente se encuentra el llamado ritmo α , que se hace más pronunciado cuando la persona tiene los ojos cerrados y se mantiene en un estado de relajación, sin llevar a cabo ninguna tarea mental. Su presencia es mayor en la zona occipital del cerebro.
- Ritmo β . La frecuencia de este ritmo se sitúa por encima de los anteriores, aunque con un ancho de banda mayor, desde los 14 Hz a los 30 Hz, aproximadamente. Se suele dividir en varias sub-bandas; de ellas, la central (alrededor de los 18-26 Hz) también suele verse afectada por la ejecución e imaginación de movimientos (G. Pfurtscheller et al., 1999).

Una explicación detallada del comportamiento de estos ritmos frente a la MI puede verse en (Neuper & Pfurtscheller, 1999). En resumen, se puede generalizar que el ritmo μ produce una desincronización (*Event-Related Desynchronization*, ERD) en la parte del cerebro contralateral al miembro ligado a la MI. Una ERD consiste en una atenuación de la amplitud de la componente a una determinada frecuencia (debido a una desincronización de la actividad neuronal) al ocurrir un evento, medida respecto a un periodo de referencia. Por el contrario, una ERS (*Event-Related Synchronization*) se produce cuando la amplitud a dicha frecuencia aumenta respecto al periodo de referencia debido a una sincronización de la actividad cerebral. El ritmo β presenta una ligera ERD contralateral durante la ejecución de la MI, y, en algunos casos, una leve ERS también contralateral posterior a dicha MI. En la ejecución real de movimientos se aprecian estos mismos fenómenos, junto con otras reacciones de la parte ipsilateral (del mismo lado del cerebro) (G. Pfurtscheller et al., 1999). Una particularidad de estos ritmos es que presentan poca variabilidad intra-sujeto; es decir, que en distintas sesiones un sujeto tiende a presentar el mismo efecto ERD/ERS y en la misma banda de frecuencia. Sin embargo, sí que aparece una mayor variabilidad inter-sujeto: no todos los sujetos presentan los mismos patrones (dependiendo del tipo de MI, o de la parte del cuerpo involucrada en la MI, por ejemplo, puede aparecer una ERS donde se esperaba una ERD), por lo que es necesario ‘caracterizarlos’ en una fase de calibración (Neuper et al., 2005).

2.2.2 ARTEFACTOS

Hasta ahora, se ha hablado en este capítulo de diferentes tipos de señales que se originan en el cerebro, de varios modos de registrarlas y de algunas familias de electrodos para captar dichas señales. Sin embargo, en un sistema BCI no se consigue obtener las señales libres de contaminación, sino que éstas llegan con ciertas interferencias.

Se conoce como ‘artefactos’ a los cambios de potencial detectados en los electrodos que no son producto de la actividad cerebral, sino de otros factores. Éstos pueden ser de origen biológico (actividad muscular en la cabeza, movimientos de los ojos) o no-biológico (como el acoplamiento de la señal de red o la mala colocación de los electrodos). En (Wolpaw et al., 2002) se destaca el interés en tener en cuenta estas perturbaciones a la hora de analizar las señales EEG, pues suelen ser de mayor amplitud que las señales de interés (dependiendo de la posición de los electrodos, por ejemplo), enmascarándolas. Estas interferencias pueden hacer que un sujeto llegue a controlar (quizá de manera involuntaria) un sistema BCI con pequeños movimientos de los músculos de la cara en lugar de a través de las señales EEG producidas por la actividad cerebral. Sin embargo, comúnmente ocurre lo contrario, que las interferencias causen ruido en las señales analizadas, lo que dificulta el control.

Técnicas como la electromiografía (EMG), que detecta actividad muscular mediante electrodos en la piel, o la electrooculografía (EOG), que detecta los movimientos de los ojos, permiten detectar (y algunos casos, corregir) estos artefactos indeseados (Wolpaw et al., 2002).

2.3 REALIDAD VIRTUAL

La Realidad Virtual (*Virtual Reality*, VR) es una tecnología que permite al usuario recibir un conjunto de sensaciones no reales, cuya reconstrucción en el cerebro es percibida como perteneciente a un entorno real, o con cierto grado de realismo. Se trata por tanto de un mundo inexistente, pero con el que se puede interactuar con reglas similares al mundo real; un mundo virtual o entorno virtual (*Virtual Environment*, VE). El concepto de VR no sólo incluye, como se suele pensar habitualmente, la percepción visual del VE, sino que puede abarcar al resto de sentidos del sujeto, aunque bien es cierto que la visión es un elemento prácticamente imprescindible.

Para (Díaz-Estrella & Reyes-Lecuona, 2004), dos de las principales características que debe poseer un sistema de VR son inmersión y presencia. La inmersión puede ser mental y/o física, es subjetiva y dependerá de la información que reciba el sujeto, y de cómo la interprete. La inmersión física se consigue a través de dispositivos que recrean con fidelidad experiencias sensoriales a partir del VE. La presencia es un poco más compleja de definir, la mayor parte de los autores la refieren como la sensación subjetiva que tiene el sujeto de estar ‘dentro’ del VE (cercana a la inmersión). Otros autores la relacionan más directamente con la interacción, siendo mayor el grado de presencia cuanto más parecido haya entre las acciones del VE y del mundo real. Puede decirse que la inmersión caracteriza al sistema de VR, mientras que el grado de presencia es determinado por las sensaciones del usuario.

Hay multitud de dispositivos que son utilizados para recrear los VE, siendo la principal característica que deben tener todos es su funcionamiento en tiempo real. Una latencia grande en la percepción del sujeto haría que la reconstrucción cerebral no fuese percibida como realista. Entre los más comunes como dispositivos de captura de datos (del mundo real para aplicar en el virtual) se encuentran los sensores rastreadores (para determinar la posición del sujeto en el mundo real y su correspondiente en el VE), los sensores de captura de movimientos corporales (ligados a los miembros, tronco y cabeza) y los guantes de VR (similares a los sensores de captura de movimiento, pero específicamente diseñados para la mano).

Entre los dispositivos que presentan la información (desde el VE a los sentidos del sujeto) destacan los cascos de VR o HMD (*Head Mounted Display*), las pantallas de visión estereoscópica y los sistemas CAVE (*Cave Automatic Virtual Environment*).

En el primer caso se trata de un casco con una pequeña pantalla delante de cada ojo, con el que se puede presentar una imagen diferente a cada uno, proporcionando así una visión estereoscópica (Figura 2-9).



Figura 2-9. HMD (*Head Mounted Display*).

Una pantalla de visión estereoscópica presenta dos imágenes ligeramente diferentes (de nuevo, para conseguir una percepción estereoscópica) sobre el mismo soporte, que puede tratarse de un monitor de ordenador o de una proyección sobre una superficie plana. Sin embargo, de algún modo puede conseguirse que cada ojo vea sólo una de esas dos imágenes distintas. Para ello, se hace uso de varias posibilidades tecnológicas: i) las diferentes imágenes pueden no ser fijas, sino que se presentan alternativamente con cierta frecuencia de refresco, en este caso el sujeto va provisto de unas gafas de obturación que se cierran instantánea y alternativamente sincronizándose con el sistema de proyección, consiguiendo de este modo que una secuencia rápida y alternativa sea percibida por cada ojo como una sensación de movimiento; ii) las dos imágenes pueden ser proyectadas simultáneamente sobre una superficie pero utilizando luz de distinta polaridad, en este caso el sujeto necesita unas gafas con cristales polarizados adecuados, consiguiendo de nuevo que cada ojo perciba una imagen distinta. Este último tipo de proyectores será el usado en los experimentos descritos en el capítulo 7.

Los sistemas CAVE (Cruz-Neira et al., 1992) consisten en una habitación en la que las paredes, y opcionalmente el suelo, son pantallas de retroproyección, consiguiendo un VE muy inmersivo (Figura 2-10).

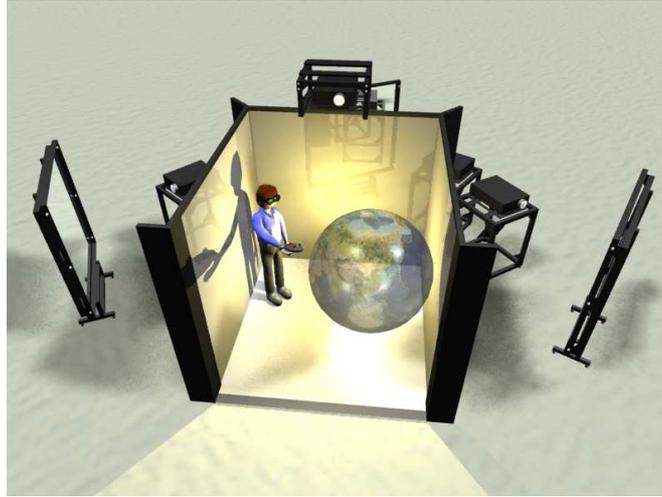


Figura 2-10. Sistema CAVE.

2.3.1 RV Y BCI

En el uso de un sistema BCI son generalmente necesarios dos procesos de entrenamiento; por un lado, los algoritmos que regulan el control del sistema (procesado de señal, clasificadores, etc.) deben adaptarse a cada sujeto, en lo que se suele conocer como fase de calibración. Por otro lado, en los sistemas en los que el sujeto realiza unas tareas mentales específicas (a diferencia de aquéllos basados en reacciones espontáneas del cerebro, como los potenciales P300) el entrenamiento del usuario es también fundamental: el sujeto está controlando un nuevo sistema mediante sus señales cerebrales, algo que previsiblemente no ha hecho antes. Por esto, es necesario que el sujeto aprenda a generar diferentes patrones de actividad cerebral que posteriormente serán reconocidos por el sistema. Como se verá en el apartado 3.3.1, la realimentación, o *feedback*, es la que permite al usuario conocer si está consiguiendo generar dichos patrones o no. La presentación de *feedback* visual suele ser la más extendida en el proceso de entrenamiento. La VR permite un nivel de sofisticación de este *feedback* visual que conlleva varias ventajas, ya que permite crear entornos muy realistas, con alto grado de inmersión, gracias al uso de gráficos tridimensionales, habitualmente con visión estereoscópica. La inmersión en los VE permite al usuario sentirse aislado del entorno exterior, y por tanto puede concentrarse mejor en la tarea mental requerida (Ron-Angevin & Díaz-Estrella, 2009). Además, la VR proporciona al sujeto mayores niveles de motivación, lo que es crucial en el proceso de aprendizaje (en este caso, se trata del aprendizaje del control de ciertas tareas mentales) (Anderson, 1982).

Sobre los sistemas que usan la VR como medio de entrenamiento para un sistema BCI se hablará ampliamente en el capítulo 4.

Uno de los puntos comunes entre sistemas BCI y VR, al margen de lo mencionado anteriormente, se halla en los videojuegos. En este caso, no se trata sólo de interfaces basadas meramente en el control mediante un sistema BCI (adaptado para personas con severas discapacidades), sino que el sistema BCI se usa en ocasiones como otro canal más de comunicación: el usuario dispone de los controles habituales del videojuego, pero puede controlar ciertas acciones mediante sus señales cerebrales. Entre estos sistemas, algunos se encuentran desde hace algún tiempo disponibles comercialmente, como es el caso del *headset* de Emotiv (*'Emotiv webpage'*, 2012), con 14 electrodos, o el de Neurosky (*'Neurosky webpage'*, 2012), basado en un solo electrodo seco en la posición FP1 (ambos pueden observarse en la Figura 2-11).



Figura 2-11. *Headset* de Emotiv (izquierda) y de Neurosky (derecha).

Aunque no se trata del mismo concepto que el de RV, se menciona en este apartado un ejemplo (Zheng Yang Chin et al., 2010) de sistema BCI que utiliza la Realidad Aumentada (AR, *Augmented Reality*) para proporcionar un *feedback* que no sustituye al entorno real (como es el caso de la VR), sino que se añade información virtual a éste (ver Figura 2-12).

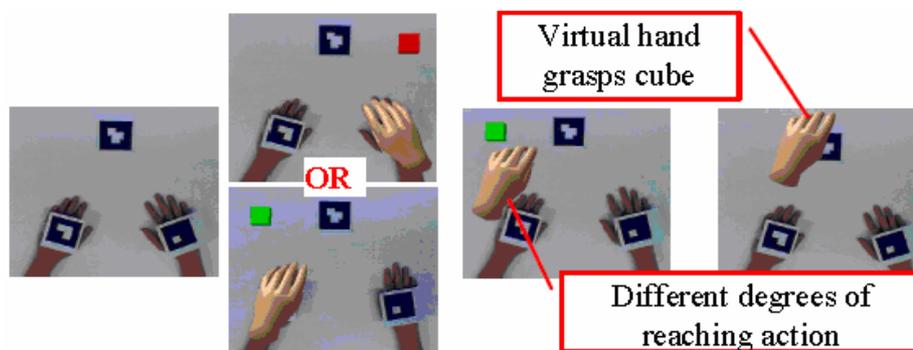


Figura 2-12. Ejemplo de uso de Realidad Aumentada en un sistema BCI. En la imagen de la izquierda se ven las dos manos reales del sujeto, en las otras imágenes una mano virtual representa el *feedback*.

3 INTERFACES CEREBRO-COMPUTADORA

Hay muchas definiciones de lo que es un sistema BCI. Una de las más genéricas es la que define éstos como ‘sistemas que permiten la interacción entre una persona y dispositivos externos, basándose en la interacción continua y en tiempo real entre el tejido neuronal y actuadores artificiales’ (Kübler & Müller, 2007). Otras definiciones son más concretas (Wolpaw et al., 2000) y especifican que se trata de sistemas de comunicación, o mencionan que no dependen de las vías normales de comunicación que usa el cerebro (nervios periféricos y músculos). Todas recogen el hecho de que es la persona la que actúa sobre un dispositivo externo (típicamente, un ordenador) y que la base de dicha interacción se halla en la actividad cerebral.

3.1 PARTES DE UN SISTEMA BCI

En la literatura especializada pueden encontrarse modelos generales con las distintas partes que componen un sistema BCI (Mason & Birch, 2003). El que se presenta aquí (Figura 3-1) es una versión sencilla que responde de manera más clara al sistema que se utilizará en esta Tesis.

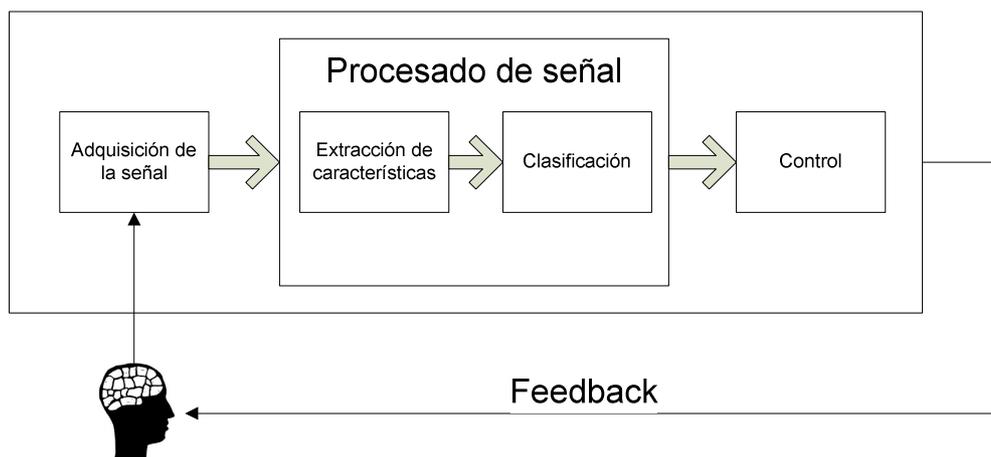


Figura 3-1. Modelo general de un sistema BCI.

Lo que se observa en este modelo es una primera etapa dedicada a registrar las señales EEG (‘Adquisición de la señal’), seguida de otra etapa que alberga el procesamiento software de la señal registrada (‘Procesado de señal’, dividida en dos partes, ‘Extracción de características’ y ‘Clasificación’). La última etapa representa la interfaz entre el

sistema y el exterior ('Control'), que bien puede tratarse de un actuador sobre otro elemento o, más usualmente, una realimentación hacia el sujeto mediante alguna indicación, lo que se suele conocer como *feedback* (ver apartado 3.3.1). En los siguientes apartados se dará una breve descripción de cada uno de los bloques.

3.1.1 ADQUISICIÓN DE SEÑAL

Aunque esta Tesis se centrará en el uso de electrodos superficiales para capturar las señales electroencefalográficas (EEG, detallado en el apartado 2.2.1.3), es preciso mencionar que hay otras técnicas de medida de la actividad cerebral (comentadas en el apartado 2.1, como NIRS o EcOG) que pueden utilizarse para controlar un sistema BCI. En esta primera etapa se incluyen las distintas posibilidades existentes (tanto con técnicas invasivas como no invasivas). También pertenece a esta primera etapa el proceso de amplificación de la señal y su conversión analógico-digital.

En esta etapa se incluyen también otros procesos de captura de señal no ligada de manera directa al control del sistema, como es el caso del EMG o del EOG para detectar artefactos.

3.1.2 PROCESADO DE SEÑAL

Esta etapa se divide a su vez en otras dos: la de extracción de características de la señal y la etapa de clasificación, en la que en base a la información de la etapa previa se clasifica el estado mental del sujeto en un instante dado.

3.1.2.1 Extracción de Características

Las señales que entran a este bloque (amplificadas y digitalizadas) son sometidas a una variedad de procedimientos de extracción de sus características, como puede ser el filtrado espacial, la medida de la amplitud, el análisis espectral o la separación de la actividad de neuronas independientes (Wolpaw et al., 2002). Dependiendo del tipo de señales que se estén considerando es más adecuado un tipo de análisis diferente. En (McFarland et al., 2006) puede consultarse una taxonomía de diferentes algoritmos usados en la etapa de extracción de características. Se diferencian entre algoritmos que basan su análisis en el tiempo o en el espacio, como se comentará a continuación brevemente:

- Tiempo: Aunque puede dar lugar a confusión ya que se suele diferenciar entre algoritmos 'en el dominio' del tiempo o de la frecuencia, este punto

aglutina a ambos, pues todos dependen de la variación temporal de la señal (incluso el análisis frecuencial, que analiza las señales en un dominio ‘invertido’, pero dependiente del temporal). La mayoría de los sistemas mencionados en (McFarland et al., 2006) utilizan la FFT (*Fast Fourier Transform*), como (Millán et al., 2004b). Entre los demás, los hay que se basan en la transformada Wavelet (p. ej. (Fatourehchi et al., 2005)); en los modelos autorregresivos (*Autorregresive*, AR, como el caso de (McFarland & Wolpaw, 2005)), en los filtros de Kalman (p. ej. (Neuper et al., 1999)) o el análisis de la potencia en distintas bandas de frecuencia. Como se verá en el apartado 6.1.2 con más detalle, este último análisis es el que se utiliza en los experimentos descritos en esta Tesis.

- Espacio: Estos algoritmos generalmente ponderan las aportaciones de distintas señales según la posición donde están siendo registradas. Unos de los más utilizados son el filtro Laplaciano (Lemm et al., 2005) y los CSP (*Common Spatial Patterns*, (Dornhege et al., 2004)); ambos se han incluido en el apartado 2.2.1.2 como configuración de los electrodos dentro de los métodos de medida, dada la estrecha relación que hay entre el algoritmo y la posición de los electrodos para registrar señales EEG. También se mencionan los métodos basados en PCA (*Principal Component Analysis*, como el caso de (Fatourehchi et al., 2005)) o en ICA (*Independent Components Analysis*, en (Qin et al., 2004)).

En el mismo artículo se discute sobre el posible uso conjunto de los métodos vistos tanto en el espacio como en el tiempo; bien por etapas (aplicar un método después del otro), como combinados de manera simultánea.

3.1.2.2 Clasificación

Todo sistema BCI trata de reconocer, a través del análisis de las señales, ciertos patrones o características de la señal (también llamadas ‘clases’) que corresponden a determinada actividad neuronal del sujeto. Por lo general, para ello es necesario que los sujetos se sometan a una sesión previa antes de controlar el sistema, en la que éste trata de caracterizar al sujeto. Esta etapa recibe el nombre de ‘calibración’ o ‘entrenamiento inicial’ y suele tratarse de un periodo en que el sistema tiene la iniciativa haciendo que el sujeto repetidamente reaccione ante ciertos estímulos. Se buscan las características

comunes a cada clase que permitirán posteriormente clasificar un estado mental desconocido en función de las señales procesadas en tiempo real.

Así, la clasificación de las señales se hace en función de los parámetros obtenidos en la etapa de calibración. La clasificación puede hacerse entre cualquier número de clases, sin embargo la probabilidad de cometer un error en dicha clasificación aumenta con el número de clases involucradas (Kronegg et al., 2007; Obermaier et al., 2001). Se verá más detallado el caso de la clasificación de tareas de MI en el apartado 3.2.1.2.

Los algoritmos de clasificación usados dependerán del tipo de señal analizada, del número de clases y de la necesidad de adaptación del algoritmo al sujeto. En el mismo artículo anterior (McFarland et al., 2006) en que esquemáticamente se definían algoritmos de extracción de características, aparece una posible taxonomía de algoritmos de clasificación:

- Métodos lineales: entre estos métodos se encuentra uno de los más utilizados en el campo de los sistemas BCI, que es también el que se usó en los experimentos en esta Tesis descritos (ver apartado 6.1.2); se trata del análisis discriminante lineal, LDA (*Linear Discriminant Analysis*, (Bishop, 1995)), usado p. ej. en (Dornhege et al., 2004). Otros métodos son los basados en la regresión, como (McFarland & Wolpaw, 2005), en regresión adaptativa (Krusienski et al., 2005) o en un perceptrón (Yong Li et al., 2004).
- Métodos no lineales: se mencionan aquí algunos algoritmos (no son los únicos), como el *Quadratic discriminant analysis* (Neuper et al., 1999), *Support vector machines* (Shiyu Yan et al., 2012), las redes neuronales (Li et al., 2012), o el llamado *Learning vector quantization* (G. Pfurtscheller et al., 1997).

3.1.3 CONTROL

A partir de la discriminación de las clases mencionada en el punto anterior, el sistema BCI es capaz de interactuar con el entorno de algún modo. Dependiendo del tipo de aplicación desarrollada, en esta etapa puede ejecutarse el control de un dispositivo externo como una silla de ruedas (Iturrate et al., 2009) o una prótesis (Pascual et al., 2012), ejecutar acciones en un ordenador como deletrear palabras (Roula

et al., 2012), ordenar un comando de navegación en un VE (Velasco-Álvarez et al., 2010), o sencillamente presentar algún tipo de *feedback* que permita al sujeto comprobar cómo es el control que ejerce sobre el sistema (Ron-Angevin & Díaz-Estrella, 2009).

3.2 CLASIFICACIÓN DE LOS SISTEMAS BCI

3.2.1 TIPOS DE SISTEMAS BCI

Hay varias clasificaciones que pueden hacerse de las BCI, en función de diferentes aspectos. Una de ellas es la que distingue según la naturaleza de las señales que se usan como entrada (Wolpaw et al., 2000):

- Endógenos: Éstos dependen del control del sujeto sobre la actividad electrofisiológica interna generada de manera espontánea al ejecutar una tarea mental (caso de los SMR o los SCP) o como respuesta ante un estímulo interno. Los sistemas endógenos se adaptan mejor a un modelo de control, ya que el sujeto ejecuta de modo directo el control sobre el entorno. Su principal desventaja es que se necesita entrenamiento para que el sujeto ejerza el citado control.
- Exógenos: En este caso, el sistema depende de las señales generadas como respuesta a un estímulo externo (como ejemplo, los *sensory ERP*, o el potencial P300). Con estos sistemas el sujeto no necesita entrenamiento; aunque el sistema sí precisa una fase de calibración. Su desventaja es que el sujeto debe prestar atención a dichos estímulos, con lo que se pierde parte de la naturalidad de interacción de los endógenos. No sólo deben prestar atención, sino que deben esperar a que el estímulo deseado aparezca, por lo que el usuario no actúa por iniciativa propia. Otro problema de este tipo de sistemas es que necesitan una interfaz adaptada al entorno (para presentar los distintos estímulos), limitando las posibilidades de selección a ciertos ítems asociados a los estímulos presentes en dicha interfaz.

Otra clasificación posible se hace respecto al modo de funcionamiento, dependiendo de si la iniciativa de la acción la toma el sistema o el sujeto (Borisoff et al., 2006):

- En los sistemas BCI síncronos (o *system-paced*, o *cue-based*) es el sistema el que indica al sujeto cuándo puede ejercer el control, siendo esto sólo posible en determinados momentos (suele ser el caso de los *sensory ERP* o el P300).
- En cambio, en un sistema asíncrono (o *self-paced*) ocurre lo contrario: el sujeto ejerce el control sobre el sistema y decide cuándo enviar un comando de control. En estos casos se suele diferenciar entre dos estados, uno en el que el sistema espera en un estado de ‘no control’ (NC) mientras los sujetos pueden estar involucrados en una actividad mental ajena al control del sistema BCI, y otro estado de ‘control voluntario’ (*Intentional Control*, IC), donde el control se consigue llevando a cabo tareas mentales específicas.

Dado que el sistema utilizado en esta Tesis es un sistema BCI endógeno basado en los ritmos SMR, se dedicarán los dos siguientes apartados a este tipo de sistemas.

3.2.1.1 BCI Endógenos Basados en SMR

Los sistemas BCI que usan los SMR como entrada se ubican dentro de los endógenos (según la clasificación anterior). La función del sistema es la de reconocer (clasificar) distintos patrones generados como consecuencia de la ejecución de determinadas tareas mentales. Estos patrones consisten en la modulación de ciertas componentes frecuenciales de la actividad EEG (normalmente las de los ritmos μ y β). Por lo general, la modulación de esos ritmos se consigue cuando el sujeto realiza la tarea mental de imaginar un movimiento (véase el apartado 2.2.1.3.2). Hay otras tareas mentales no relacionadas con la imaginación de movimientos usadas en los sistemas BCI que afectan atenuando la banda α (Krause, 1999), como pueden ser procesos visuales o auditivos, o tareas relacionadas con la atención y cognitivas (cálculos matemáticos, ejercicios de memoria, imaginación espacial de objetos, entre otras). A pesar de ello, son las tareas motoras las más utilizadas, pues puede que se consigan asociar de un modo más intuitivo al *feedback* que recibe el sujeto, que suele tratarse de movimiento de objetos (como un cursor en una pantalla). También puede ser

determinante el hecho de conocer la zona del córtex motor que activa cada tarea de MI para conseguir mayor resolución espacial en la captura de señales producidas por ritmos SMR.

3.2.1.2 Número de Tareas Mentales

Uno de los puntos decisivos al utilizar las señales de entrada de un sistema BCI radica en la elección del número y el tipo de tareas mentales. Un número elevado de tareas mentales hará que la tasa de transferencia de información sea mayor, y como consecuencia, el control de las aplicaciones sea más sencillo; por ejemplo, se reduce el número de decisiones necesarias para elegir una letra en una distribución en árbol, o se facilita la navegación en un mundo virtual si se dispone de más comandos. Sin embargo, como demuestran varios estudios (Kronegg et al., 2007; Obermaier et al., 2001), al aumentar el número de clases a clasificar, disminuye la probabilidad de acierto en dicha clasificación. En (Kronegg et al., 2007) se habla de la optimización del número de tareas mentales, teniendo en cuenta la probabilidad de error en la clasificación de éstas y la tasa de transferencia de información resultante. En ese estudio se llega a la conclusión de que el número óptimo depende del sujeto y del tipo de aplicación usada. En general, apoyándose en otros estudios que ahí se referencian, establecen el número óptimo en tres o cuatro tareas. En el capítulo 4 se repasará el estado de la técnica en sistemas BCI orientados a navegación, donde se verán sistemas basados en SMR controlados por diferente número de tareas mentales: sean dos (que son la mayoría, como (Leeb et al., 2007c), con MI de mano derecha e izquierda), tres (es el caso de (Scherer et al., 2008), donde las tres tareas elegidas son aquéllas con mejor porcentaje de acierto en la clasificación de entre cuatro posibles: MI de mano derecha, izquierda, pies y lengua) o cuatro (como en (Barbosa et al., 2010) con MI de mano derecha, izquierda, pies y lengua). En el trabajo de (Obermaier et al., 2001) se analiza el caso de cinco tareas mentales (MI de mano derecha, izquierda, pies, lengua, más una tarea no de MI, sino una operación matemática sencilla).

Como se verá posteriormente, en esta Tesis se ha optado por sacrificar la tasa de transferencia de información en favor de conseguir una mínima tasa de error, por lo que sólo se realizará la clasificación entre dos clases.

3.3 ENTRENAMIENTO

Los algoritmos de clasificación cada vez son más sofisticados y se adaptan mejor a las particularidades de cada sujeto; sin embargo, resulta imprescindible que éste último genere patrones reconocibles que el sistema pueda diferenciar. Es por eso que en cierto tipo de sistemas BCI (donde la actividad mental es voluntaria, como los SMR o los SCP) los sujetos deben llevar a cabo un entrenamiento, cuya duración varía según el tipo de sistema BCI en particular (y dependiendo del algoritmo usado): desde sólo algunas sesiones (p.ej., en el apartado 6.2.1 se explica que los experimentos de esta Tesis se llevan a cabo con sólo dos sesiones de entrenamiento y calibración), llegando incluso a meses (como en (Birbaumer et al., 2000), caso de control mediante SCP). Este entrenamiento normalmente consiste en que el sujeto realice ciertas tareas mentales de manera repetida, mientras el sistema registra y analiza sus señales EEG. Tras el procesado de señal, es posible mostrarle al sujeto el resultado de la clasificación de modo que pueda adaptar la ejecución de dicha tarea.

3.3.1 FEEDBACK

El hecho de que el sujeto reciba información sobre cómo está ejecutando la tarea mental es un aspecto fundamental en el entrenamiento para mejorar el aprendizaje y el control sobre las propias señales EEG. Esta información que el sujeto recibe de vuelta se llama *realimentación* o *feedback*. Dependiendo del tipo de sistema BCI, de las tareas mentales y del paradigma de entrenamiento, el *feedback* puede ser distinto; sin embargo, se puede establecer una diferencia entre los dos principales tipos:

- Discreto (*delayed feedback*). El sujeto hace pruebas con una duración determinada (suelen ser unos segundos), y en un momento dado (suele ser al final de la prueba) recibe información que indica cuál ha sido el resultado de la clasificación del sistema. Puede tratarse de un simple mensaje de acierto o error, o de un valor de una escala determinando cómo de bien el sistema clasifica las diferentes clases.
- Continuo (*continuous feedback*). El sujeto recibe información en todo momento, en tiempo real, del resultado de la clasificación de su tarea mental. Este *feedback* es el más utilizado últimamente por la mayoría de los investigadores. En (Ron-Angevin, 2005) se hace un repaso a distintas aportaciones sobre los posibles efectos del *feedback*. Como resumen, se

dirá que en general el *feedback* continuo resulta beneficioso en el entrenamiento del sujeto, sin embargo, puede tener efectos perturbadores que afecten a su rendimiento:

- El movimiento continuo puede distraer, impidiendo la concentración en la tarea mental a realizar.
- Una mala clasificación, y por tanto una representación del movimiento en sentido contrario al deseado puede resultar frustrante para el sujeto.
- Un *feedback* muy básico (por ejemplo, un simple movimiento de cursor), repetido varias sesiones, puede llegar a ser aburrido para el sujeto, provocando su desmotivación.

3.4 CRITERIOS DE EVALUACIÓN DE UN SISTEMA BCI

En la actualidad existen numerosos sistemas BCI orientados a diferentes aplicaciones finales. A pesar de esa diversidad, surge la necesidad de establecer unos criterios comunes que permitan la comparación entre dichos sistemas y su evaluación.

En (Schlögl et al., 2007) puede encontrarse una amplia discusión al respecto. Aquí se mencionarán los criterios más habituales en relación al tipo de aplicación desarrollada. El rendimiento de un sistema BCI puede depender de multitud de factores metodológicos, como puede ser el paradigma experimental, los modos de interacción (síncrono, asíncrono), el número y tipo de características EEG que se estén analizando, la naturaleza del clasificador, el *feedback* presentado al sujeto, etc.

El criterio elegido dependerá de qué se esté evaluando. En aplicaciones finales de alto nivel se puede estudiar de manera concreta la usabilidad del sistema, es decir, se aplican criterios específicos relacionados con la operación de éste; como en el caso de un dispositivo deletreador (*speller*) o del control de una silla de ruedas. En esos casos los criterios específicos para ese tipo de aplicaciones, por ejemplo, consiste en evaluar las ‘letras por minuto’ o el número de ‘comandos por minuto’ respectivamente, teniendo en cuenta el número de errores (Schlögl et al., 2007). Sin embargo, esta variedad de criterios hace difíciles las comparaciones de rendimiento entre sistemas dispares.

Un criterio muy habitual es el uso de la ‘tasa de error’ o, directamente relacionada con ésta, la ‘precisión en la clasificación’, que se basa en el resultado del

clasificador. Se trata de una evaluación de bajo nivel, ya que sólo se centra en una parte del sistema (la etapa de ‘procesado de señal’, ver apartado 3.1.2). Un análisis de alto nivel (referido a los resultados finales de la aplicación, como puede ser la selección de un comando erróneo en aplicaciones de navegación) analizará otro tipo de errores, siendo éstos dependientes del tipo de aplicación. Por ejemplo, para calcular la ‘tasa de error’ en un sistema BCI basado en la clasificación de tareas de MI, al sujeto se le pide repetidas veces que realice varias tareas mentales, se analiza el resultado del clasificador y se obtiene un porcentaje de aciertos y errores en dicha clasificación. Dado que la etapa de clasificación está presente en todos los sistemas BCI, suele tratarse de un criterio de uso muy común, independientemente de la naturaleza de la aplicación.

En otros sistemas de más bajo nivel (controlados por comandos más básicos, por ejemplo, en una selección repetitiva de entre varias opciones, sea el caso de una decisión binaria en árbol), se usan otros criterios que tienen en cuenta la tasa de transferencia de información (bits/minuto). En (Schlögl et al., 2007) se detallan más criterios, como el caso del análisis de la transferencia mutua de información, el coeficiente Kappa de Cohen o el coeficiente de correlación. Sin embargo, a continuación se describirá con más detalle aquel que se utilizó en varios de los experimentos que se verán en el capítulo 7.

En el caso de una clasificación de M clases, los resultados suelen describirse mediante una ‘matriz de confusión’ (*confusion matrix*), que relaciona las clases deseadas por el sujeto con las clases seleccionadas por el clasificador (Schlögl et al., 2007). En el caso de que se trate de un problema de dos clases con un estado pasivo (NC) y uno activo (IC), la matriz de confusión se reduce a una matriz 2x2, con cuatro valores a estudiar:

- *True positives* (TP). Se trata de los éxitos, es decir, el sujeto tenía la intención de pasar del estado NC al IC y el sistema lo ha hecho.
- *False positives* (FP). En este caso el sistema ha realizado el cambio al estado IC, sin que esa fuese la intención del sujeto.
- *True negatives* (TN). El sistema ha permanecido en el estado NC de manera correcta, pues el sujeto no quería hacer el cambio al IC.
- *False negatives* (FN). El sistema ha permanecido en el estado NC aun cuando el sujeto quería cambiar al IC.

3.5 APLICACIONES

En este punto se hará un breve repaso a algunos tipos de aplicaciones desarrolladas en base a sistemas BCI. En el siguiente capítulo se dará más detalle respecto a las aplicaciones más directamente relacionadas con la desarrollada en esta Tesis, es decir, aquéllas que se centran en la navegación en VE.

El objetivo final de la mayoría de la investigación en el campo de los sistemas BCI reside en proporcionar a personas con severas discapacidades motoras un canal de comunicación y control alternativo, no basado en los movimientos de los músculos. Es por esto que la mayoría de las aplicaciones en desarrollo están orientadas a estos pacientes, aunque últimamente están apareciendo aplicaciones para otros campos, como el de los videojuegos o el militar.

3.5.1 APLICACIONES CLÍNICAS

En (Kübler & Müller, 2007) se hace un extenso repaso a este tipo de aplicaciones. Aunque cada vez sean más numerosos los artículos científicos que aportan datos obtenidos de experimentos en los que participan pacientes con diversos grados de discapacidad, es preciso señalar que muy pocos pacientes están usando sistemas BCI en su vida diaria, fuera del ámbito investigador. Es más, a pesar de ser el objetivo final, no se ha conseguido hasta la fecha establecer comunicación (ni siquiera la más básica, ‘sí/no’) con pacientes en estado CLIS (Kübler & Birbaumer, 2008; Murguialday et al., 2011). En la actualidad sigue siendo objeto de debate si los pacientes consiguen mantenerse conscientes dentro de un CLIS, o si pierden de modo definitivo el contacto con la realidad.

Por otro lado, los resultados obtenidos con pacientes son por lo general muy inferiores a los obtenidos con sujetos sanos, pues en los primeros la neurofisiología y topografía de sus cerebros está alterada debido a lesiones, degeneración, reorganización o posible desuso (Kübler & Müller, 2007).

En el ámbito clínico, es más habitual que se usen técnicas invasivas en los pacientes. En estos casos, las pruebas hechas con humanos suelen corresponder a pacientes con epilepsia, a los que se les implantan los electrodos con el objetivo de localizar las zonas susceptibles de someterse a una posterior cirugía. En este campo (y en la experimentación con animales), los estudios más habituales tienden a trabajar con la restauración de movimientos mediante brazos robóticos (Hochberg et al., 2006). Este

tipo de aplicaciones en los que los movimientos son más ‘finos’ (en el sentido de que no sólo implican movimiento de un miembro o un músculo) suele ser dominio de las técnicas invasivas, que proporcionan una mayor resolución espacial de la actividad neuronal. La mayor parte hacen uso de tareas de MI.

De entre las técnicas no invasivas, las aplicaciones más comunes son las que intentan restablecer la comunicación (deletreadores o *spellers*), haciendo uso tanto de BCI endógenos (SCP (Kübler et al., 2001), Figura 3-2 o SMR (Obermaier et al., 2003)) como exógenos (P300 (Krusienski et al., 2008), Figura 3-3). Siguiendo los mismos paradigmas, se encuentran otras aplicaciones en las que los ítems a seleccionar no son letras, sino comandos de control en otros ámbitos: movimientos de una prótesis (Müller-Putz & Pfurtscheller, 2008), de una ortosis (G. Pfurtscheller et al., 2000) o de un miembro mediante estimulación eléctrica (*Functional Electrical Stimulation*, FES) (G. Pfurtscheller et al., 2003), enlaces de una página Web (Bensch et al., 2007), Figura 3-4, comandos de control de un hogar inteligente (*smart home*) (Guger et al., 2008), o instrucciones en relación a formas, colores y posiciones para realizar una pintura (Kübler et al., 2008).

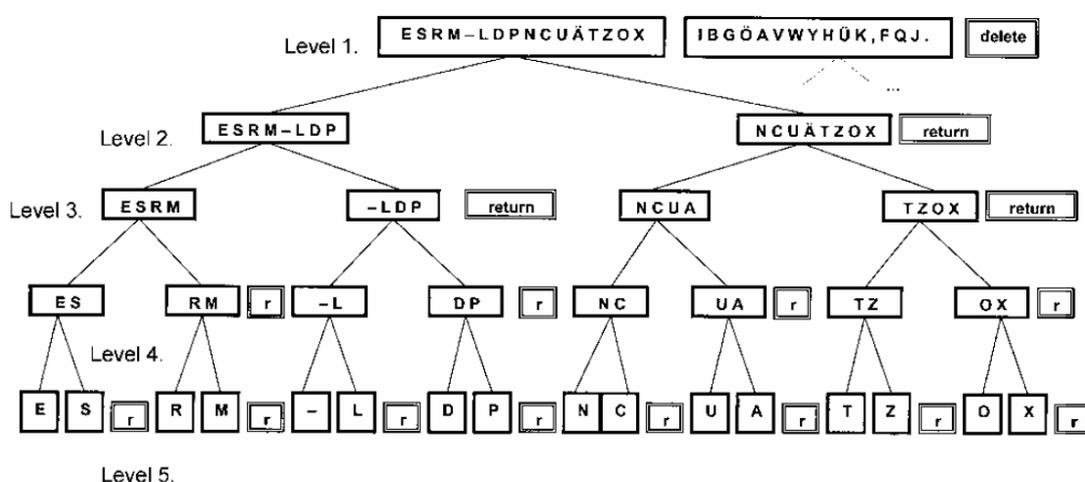


Figura 3-2. Deletreador en árbol. Matriz en cinco niveles en las que elegir letras mediante una división binaria en árbol. La elección de un bloque u otro se realiza mediante el control de la amplitud (alta/baja) de los ritmos SCP.

En los sistemas de control basados en P300 es habitual el uso del llamado paradigma *oddball*. En estos paradigmas el sujeto observa (o escucha, por ejemplo, no tienen por qué ser sólo visuales) múltiples opciones que se van destacando mediante estímulos aleatoriamente (en el paradigma mostrado en la Figura 3-3 se iluminan las letras por filas y por columnas) y presta atención al ítem que desea seleccionar a la espera de que sea éste el destacado. Cuando esto ocurre, se genera la respuesta cerebral

conocida como P300. Para que el sistema sea efectivo es necesario que el número de ítems sea alto, pues cuánto más ‘rara’ (poco probable) es la ocurrencia del estímulo esperado, más amplitud se observa en el potencial P300 (Donchin et al., 2000).

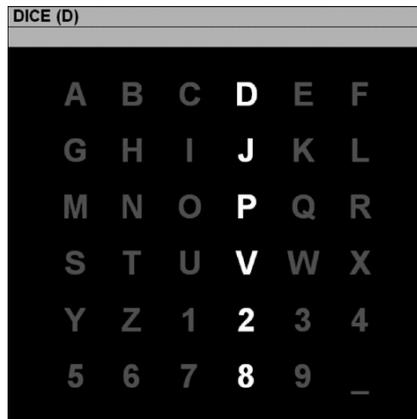


Figura 3-3. Clásica matriz de los *spellers* basados en el potencial P300 y el paradigma *oddball*. Las filas y columnas se van iluminando aleatoriamente, detectando las coordenadas del ítem al que el sujeto le presta atención. Otros sistemas destacan los elementos individualmente.

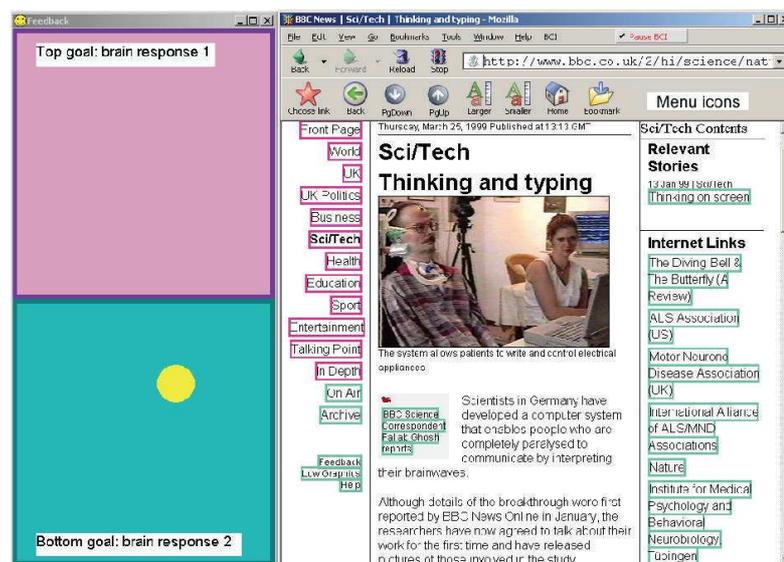


Figura 3-4. Navegación Web basada en BCI. Mediante decisiones binarias basadas en el control de los ritmos SCP, el sujeto puede seleccionar los links disponibles en una página Web.

3.5.2 APLICACIONES FUERA DEL ÁMBITO CLÍNICO

La investigación en el campo de los sistemas BCI está claramente orientada a la rehabilitación, sin embargo, el uso de estos sistemas en sujetos sanos en otro tipo de aplicaciones es más importante desde el punto de vista industrial, pues puede dar lugar a productos económicamente rentables. A pesar de no tratarse todavía de una realidad, son pocos los obstáculos (el precio de los dispositivos, la tecnología de los sensores) que impiden que se extienda el uso de dichos sistemas.

Capítulo 3

Recientemente están apareciendo en el mercado sistemas, que si no son puramente BCI, sí se apoyan en ellos para dar más funcionalidad, por ejemplo, a juegos (Bos et al., 2010; Scherer et al., 2011; *'Neural impulse actuator - the future of immersive gaming'*, 2008). Un ejemplo extraído del segundo trabajo se muestra en la Figura 3-5. Otras aplicaciones, éstas no comerciales, se orientan a la detección de estrés o de carga de trabajo en situaciones críticas (Kohlmorgen et al., 2007). También están empezando a surgir (aunque de éstas no se encuentran muchas publicaciones científicas) ideas sobre cómo aplicar este nuevo campo en el ámbito militar (*'Brain will be battlefield of future, warns US intelligence report'*, The Guardian , 2008).



Figura 3-5. Tecnología BCI aplicada al juego World of Warcraft, del trabajo de (Scherer et al., 2011).

4 ESTADO DE LA TÉCNICA BCI EN NAVEGACIÓN Y REALIDAD VIRTUAL

En este capítulo se hará un resumen que tratará de presentar el estado actual de la técnica en sistemas BCI respecto a las aplicaciones que están orientadas a la navegación, esto es, aplicaciones cuyo fin es proporcionar movilidad en diferentes entornos (virtuales y reales), con especial hincapié en aquéllas basadas en ritmos SMR. También se verán aplicaciones BCI que usan la VR con otros fines.

4.1 APLICACIONES EN ENTORNOS VIRTUALES

La VR como herramienta aplicada a los sistemas BCI tiene varios objetivos. El más extendido es el de sustituto de un entorno real en el que hacer pruebas de navegación; pero sus ventajas van más allá del hecho de operar en un entorno seguro. Cuando un sujeto se enfrenta a un sistema de VR, la sensación de inmersión puede ser muy alta, de modo que el proceso de aprendizaje (por ejemplo, en el desarrollo de una tarea mental) es más efectivo. Pineda (Pineda et al., 2003) cita varios elementos que pueden mejorar el aprendizaje en un sistema BCI (aunque puede ser aplicable a otros ámbitos), a saber: i) compromiso activo del usuario, ii) interacción frecuente con el entorno, iii) presencia de *feedback*, iv) existencia de conexión con contextos en el mundo real. La VR hace que los sujetos se sientan más motivados, puede proporcionar la interacción necesaria, incluir varios tipos de *feedback*, y puede recrear entornos cercanos al mundo real.

Hay multitud de sistemas que usan los VE, con mayor o menor grado de inmersión por parte del sujeto. Se citarán a continuación algunos no orientados a la navegación en VE, dejando los orientados a navegación para el siguiente apartado.

En (Krepki et al., 2007) se hace uso de una pantalla en la que aparece un brazo virtual aproximadamente donde debería estar el brazo del sujeto. La presentación de movimientos del brazo virtual como respuesta a la actividad cerebral representa un tipo de realimentación denominada ‘mapeo natural’ (Figura 4-1). En dicho artículo se concluye que no se puede afirmar que el efecto de este tipo de *feedback* sea más

beneficioso que otro no inspirado en la naturaleza humana, por lo que supone todavía un objeto de debate al que dedicar más esfuerzos de investigación.



Figura 4-1. Presentación de *feedback* mediante ‘mapeo natural’.

En (Lécuyer et al., 2008) se estudia el uso de la VR como herramienta de *bio-feedback* presentando al sujeto una imagen del cerebro en 3D, con una representación gráfica de su actividad en tiempo real (Figura 4-2, izquierda). Aún no ha sido estudiado el efecto de esta retroalimentación, aunque la comunidad científica espera que sea productivo. En el mismo trabajo se citan un par de aplicaciones basadas en VR, aunque con el interés puesto en la motivación más que en el *feedback*. Se trata del caso de videojuegos controlados por señales EEG (Figura 4-2, centro y derecha). En uno de ellos el objetivo es elevar una ‘nave espacial’ mediante imaginación de movimientos de los pies, y en el otro controlar el equilibrio de un avatar gracias al uso de la atención visual y los potenciales SSVEP.



Figura 4-2. Diferentes aplicaciones en VR. En la izquierda, presentación de *bio-feedback*, en el centro y a la derecha, dos aplicaciones en VR orientadas a los videojuegos.

En el trabajo de Ron-Angevin (Ron-Angevin, 2005; Ron-Angevin & Díaz-Estrella, 2009) se hace un análisis comparativo entre el uso de técnicas de *feedback* clásicas (desplazamiento derecha-izquierda de una barra) frente a uno basado en

técnicas de VR para un SMR-BCI, obteniendo resultados significativamente mejores en el segundo caso. En la Figura 4-3 se muestran ambos casos.

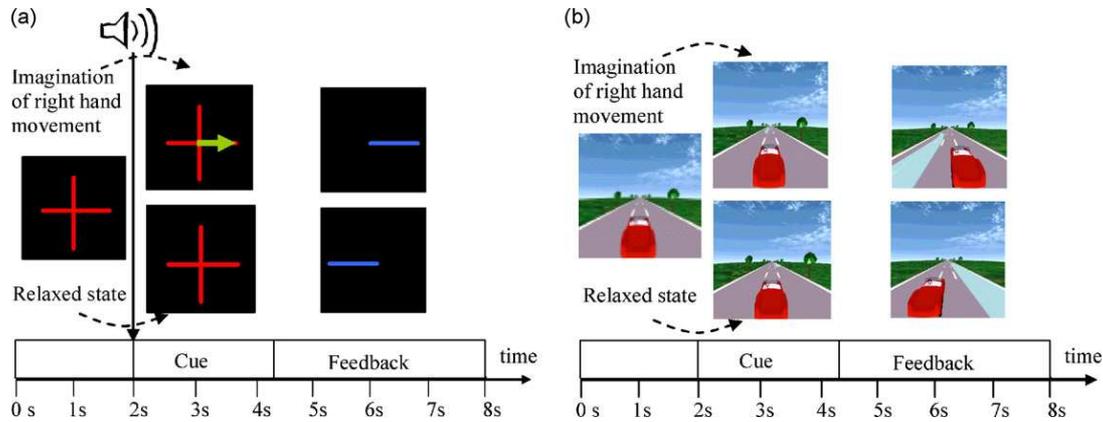


Figura 4-3. Temporización de un ensayo con *feedback* clásico frente a uno basado en VR.

En (Pineda et al., 2003) se usa el control de la diferencia de actividad de los ritmos SMR en los dos hemisferios para controlar el giro de un personaje en un juego de tipo ‘juego de disparos en primera persona’, mientras que el usuario utiliza las teclas de un ordenador para controlar otros movimientos (Figura 4-4).

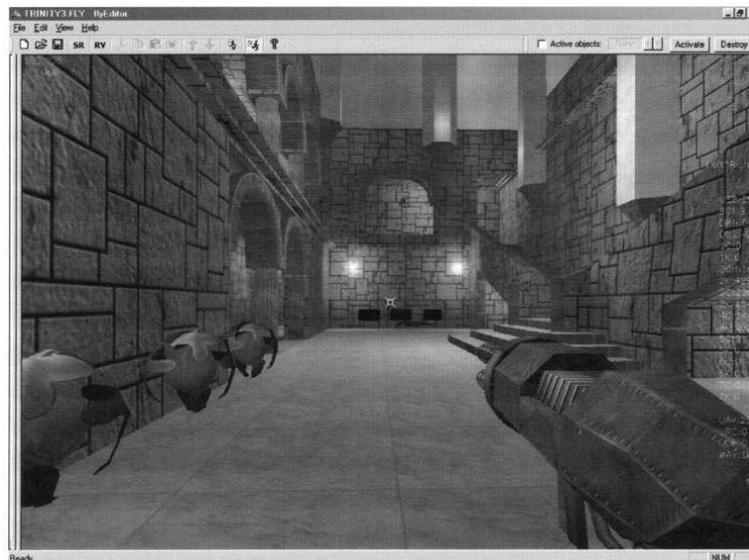


Figura 4-4. Videojuego controlado por BCI. El jugador controla mediante sus ritmos SMR el giro del personaje.

En un apartado del capítulo anterior (3.5.2) se mencionaron algunas aplicaciones ‘fuera del ámbito clínico’; entre ellas se mencionó una que aplicaba el control BCI al videojuego World of Warcraft (Scherer et al., 2011), se referenciará aquí también al tratarse de un EV. En este caso se hace uso de una interfaz basada en tres tareas de MI: de mano derecha e izquierda para girar en ambos sentidos, de pies para avanzar en el entorno. El sistema de control utilizado para la navegación es el mismo que se verá en la

siguiente sección en (Scherer et al., 2008), donde la interacción con el videojuego se consigue con esas mismas tareas en distintos contextos.

4.1.1 NAVEGACIÓN EN VE

La atención en este apartado se centrará en aquellos trabajos cuyo interés está en el uso de la VR aplicada a sistemas que simulan la navegación en un VE. Los primeros sistemas que se estudiaron eran en su mayoría síncronos. En éstos el sujeto se mueve en el VE hasta posiciones fijas determinadas por el sistema, y entonces es interrogado sobre el siguiente movimiento a realizar. Estos sistemas presentan al sujeto alguna señal indicando el momento en que deben realizar cierta tarea mental. Las aplicaciones de navegación BCI más recientes tienden a dejar que sea el sujeto quien controle la temporización, es decir, que en cualquier momento el sujeto pueda interaccionar con el VE. Una implicación directa del hecho de que un sistema sea síncrono o no es que la libertad de movimientos es mayor en el segundo caso, pues no sólo se trata de que se puedan generar comandos de navegación en cualquier momento, sino que el sujeto pueda acceder libremente a cualquier punto de dichos VE, mientras que en los sistemas síncronos el sistema suele determinar unas posiciones discretas entre las que se puede mover el sujeto.

4.1.1.1 Sistemas Síncronos

Entre los síncronos, el trabajo de Friedman (Friedman et al., 2007) se centra en la experiencia subjetiva ante la navegación en entornos altamente inmersivos (se hace uso de una CAVE). Haciendo uso de dos tareas mentales, los sujetos se sometieron a dos experimentos: en el primero de ellos, el sujeto sólo cambiaba su orientación (mediante MI de la mano derecha o izquierda) en un bar virtual; en el otro, avanzaba en línea recta en una calle virtual (mediante MI de los pies o la mano derecha). En la Figura 4-5 se muestran ambos ejemplos.



Figura 4-5. Dos escenarios en VR: un bar y una calle.

En una línea de trabajo similar, Leeb (Leeb et al., 2007c) propone un paradigma de navegación en el que con dos tareas mentales los sujetos pueden moverse por caminos predeterminados en un apartamento virtual. Las tareas mentales son la MI de mano derecha e izquierda. Así, en cada punto en el que el sujeto puede decidir, el sistema le presenta la indicación de dos comandos, uno situado a la izquierda y el otro a la derecha (entre tres posibles: giro derecha, izquierda o avance) y el sujeto elige uno de ellos. En la Figura 4-6 se muestra un ejemplo en que el sujeto puede optar entre avanzar o girar a la izquierda.

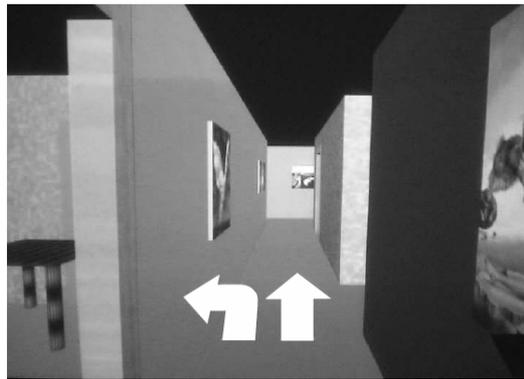


Figura 4-6. Elección de dos posibles comandos con dos tareas de MI.

En (Fujisawa et al., 2008) el sujeto puede moverse hacia derecha o izquierda mediante las correspondientes tareas de MI de una mano u otra en una calle virtual. El VE puede observarse en la Figura 4-7.



Figura 4-7. El sujeto frente a una pantalla que representa la escena virtual.

Mediante el uso del potencial P300 (inevitablemente síncrono), Bayliss (Bayliss, 2003) propone que los elementos de un apartamento virtual lleven asociados un ítem que se va iluminando para cada uno de ellos para que sean elegidos con el mencionado paradigma *oddball* (ver apartado 3.5.1). Cuando se elige un ítem, el avatar se desplaza hasta ese objeto e interactúa con él. En las conclusiones de su estudio se advierte que las

diferencias en la detección del P300 cuando se usa un VE o un simple monitor no son significativas (Figura 4-8).

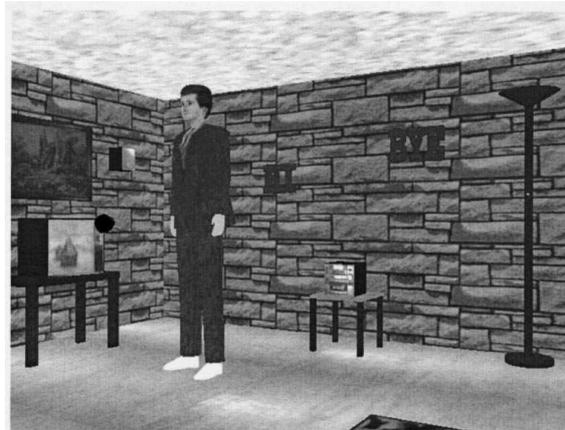


Figura 4-8. Interacción basada en P300. Escena virtual con diversos ítems que pueden ser destacados y seleccionados. En este caso, una esfera negra se presenta junto a la televisión.

De un modo similar, basado en el paradigma P300, el trabajo en (Donnerer & Steed, 2010) evalúa tres posibles paradigmas para navegar en un apartamento virtual: i) mediante ‘flashes’ de los objetos (parecido al caso anterior), ii) seleccionando posiciones de una matriz regular dentro del VE, o iii) siendo ‘baldosas’ de una imagen virtual (secciones cuadradas de la pantalla) las que se destacan como estímulo. Una aplicación parecida en un entorno real se verá en el siguiente apartado, Figura 4-23.

En (Groenegrass et al., 2010), se hace un estudio comparativo entre la navegación en un apartamento virtual usando un sistema BCI o un sistema controlado por la mirada. En el primer caso, los sujetos disponen de un monitor con varias matrices intercambiables de comandos (algunas para interaccionar con objetos, otras para el movimiento) a un lado, mientras que el VE es proyectado enfrente de ellos. Gracias a la acción de sensores de posición, el sistema sabe si el sujeto mira a la proyección o al monitor, de modo que sólo se puede ejercer el control si el sujeto mira a la matriz de comandos.

En (Chung et al., 2011) se describe un sistema basado en SSVEP que permite al sujeto generar comandos de bajo nivel si es preciso, al mismo tiempo que se almacenan las secuencias de comandos validadas por el sujeto como comandos de alto nivel, mediante un control adaptativo. En la Figura 4-9 se puede ver el entorno y el paradigma de control. Con este mismo paradigma se verá en el siguiente apartado una aplicación en la que se controlan los movimientos de los brazos de un robot humanoide (Bryan et al., 2011).

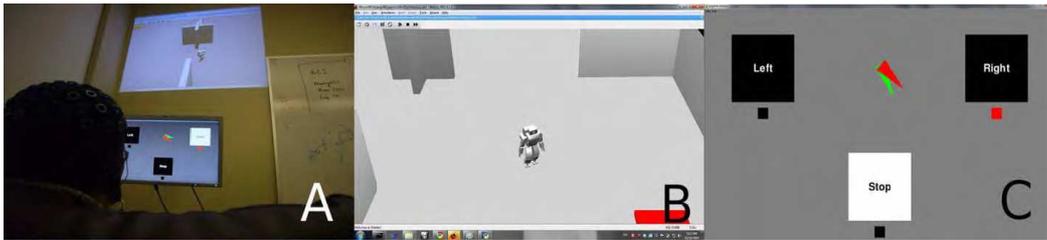


Figura 4-9. Interfaz de control de navegación de un sistema BCI adaptativo en la jerarquía de comandos.

De un modo similar al caso anterior, en (Faller et al., 2010) se presenta un sistema basado en tres estímulos para SSVEP que permiten al sujeto moverse con comandos de bajo nivel, bien en un apartamento virtual, bien en una prueba de *slalom* esquivando obstáculos. En el mismo trabajo se describe cómo el sistema puede utilizarse con sólo dos comandos para operar dos botones con un avatar.

4.1.1.2 Sistemas Asíncronos

Ya se ha mencionado (apartado 3.2.1) que los sistemas asíncronos son más versátiles, pues dan al sujeto más libertad de movimientos. Sin embargo, este tipo de sistemas son más difíciles de controlar, en el sentido de que se necesita un protocolo que haga saber al sistema cuándo un sujeto quiere generar comandos o no. Usualmente se habla de dos posibles estados, uno en el que el sistema espera en un estado de ‘no control’ (NC) mientras los sujetos pueden estar involucrados en una actividad mental ajena al control del sistema BCI, y otro estado de ‘control voluntario’ (*Intentional Control*, IC), donde el control se consigue llevando a cabo tareas mentales específicas. Al tratarse de sistemas asíncronos, mayormente se basan en señales endógenas, pues éstas permiten al sujeto controlar de modo voluntario cuándo quiere hacer el cambio entre estados, sin tener que esperar la iniciativa por parte del sistema. Normalmente se utilizan tareas mentales ligadas a los ritmos SMR. De este modo, el cambio del estado NC al IC y viceversa suele estar regido por la actividad relacionada a esas tareas mentales.

Los sistemas más sencillos son aquéllos en los que hay sólo un comando a ejecutar; en éstos los estados mentales suelen ser una tarea de MI frente al reposo. El inconveniente de estos sistemas es que sólo permiten un modo de interacción con el VE, que suele ser avanzar. Un par de ejemplos de este tipo son los trabajos de Leeb (Leeb et al., 2007a; Leeb et al., 2007b). En ellos, los sujetos realizan la MI de los pies para avanzar por un camino predeterminado. En el primero de ellos un sujeto tetrapléjico mueve su silla en una calle virtual hasta encontrar distintos avatares con los que debe

pararse (Figura 4-10, derecha); el segundo consiste en un VE que representa la Biblioteca Nacional austriaca (Figura 4-10, izquierda).



Figura 4-10. Dos VE en los que el sujeto sólo puede desplazarse en una dirección.

Usando más tareas mentales se consigue mayor versatilidad en el uso del sistema; tal es el caso de (Suh et al., 2006), donde se usa la MI de manos derecha e izquierda para hacer girar al avatar, mientras que el movimiento real de los pies (apretando un pedal) implica el avance en el VE, consistente en un apartamento.

Otro sistema que usa dos tareas mentales es el presentado en (Tsui & Gan, 2007). Aunque no puede considerarse puramente enmarcado dentro de la VR, se presenta aquí al tratarse de un sistema asíncrono de navegación en un entorno simulado: el sujeto tiene una visión de un plano formado por hexágonos, en el que un robot simulado puede moverse por las aristas (Figura 4-11). Mediante dos tareas mentales (MI de mano derecha e izquierda) el sujeto puede generar dos comandos: ‘girar a derecha y avanzar hasta el siguiente vértice’ o ‘girar a la izquierda y avanzar’. Para el cambio entre los estados NC e IC, se hace uso de unos tiempos llamados *dwell time* y *refractory time*, durante los cuales la actividad cerebral debe mantenerse por encima o por debajo de cierto umbral para hacer efectivo el cambio.

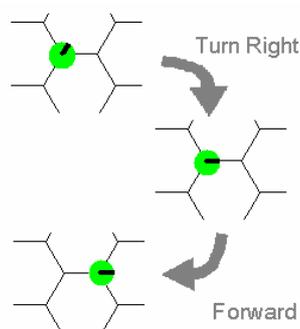


Figura 4-11. Movimientos dentro de la rejilla hexagonal.

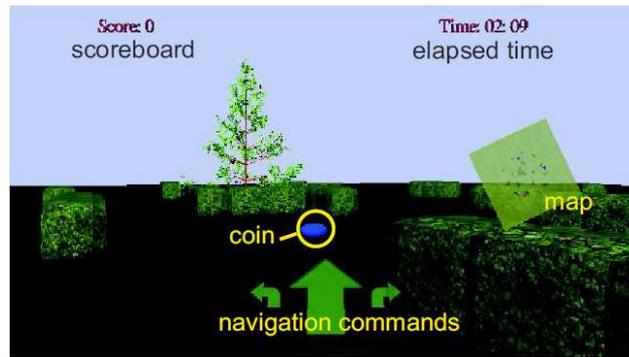


Figura 4-13. VE donde el sujeto se mueve de modo asíncrono usando tres MI.

Otro sistema que hace uso de la VR y permite el movimiento gracias a tres comandos se encuentra en (Galán et al., 2008). Aquí, la silla virtual dispone de inteligencia suficiente para determinar la probabilidad de generación de un comando atendiendo a las condiciones del entorno: por ejemplo, si el sujeto se encuentra frente a un obstáculo el sistema no genera el comando ‘avanzar’, ya que se supone que si el clasificador detecta esa orden se debe a un error. El mismo tipo de control se aplicará en la silla de ruedas real que se verá en (Vanacker et al., 2007). El VE representado es un sencillo laberinto que el sujeto debe cruzar de una esquina a otra (Figura 4-14).

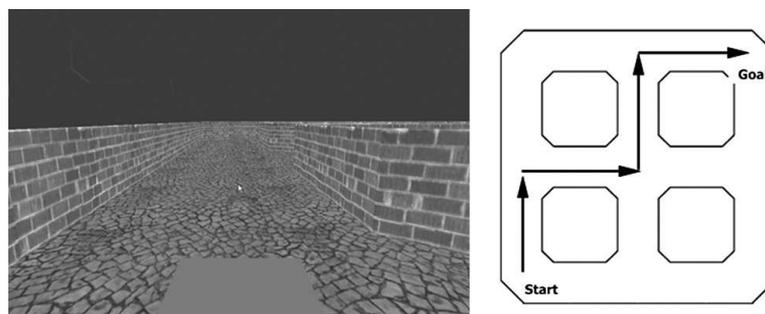


Figura 4-14. Laberinto en VR y un posible camino a seguir.

Finalmente, se referenciará aquí el trabajo (Lotte et al., 2010), en el que mediante tres tareas de MI (manos izquierda y derecha o pies) se seleccionan opciones dentro de un árbol binario de decisiones. Así, el sujeto puede elegir un modo de navegación libre en el que sólo puede girar a derecha e izquierda dentro de un museo virtual, o elegir el modo de navegación asistido. Este segundo modo representa una novedad en este caso, pues, siempre con decisiones binarias mediante MI, el sujeto elige entre varios ‘puntos de interés’ entre los que navegar (de modo parecido al ejemplo visto en la Figura 4-8).

4.2 APLICACIONES EN ENTORNOS REALES

Son varios los grupos de investigación que trabajan en entornos reales, aunque todos ellos en una situación experimental, es decir, dentro de un entorno artificial y controlado, pues los sistemas BCI aún están lejos de poder ser aplicados con fines de movilidad en una situación real. Se pueden encontrar dos tipos de estas aplicaciones: aquéllas en las que el sujeto no mueve su posición, sino que controla un robot; y otras en las que el sujeto ejerce el control de una silla de ruedas en la que él se halla sentado.

4.2.1 ROBOTS

Los sistemas que trabajan con robots suelen usarse como prueba de un paradigma de navegación, paso previo al uso en una silla de ruedas real. En ellos es común que se represente un escenario en el que un pequeño robot móvil navega según los comandos emitidos por el sujeto. Se presentan aquí algunos ejemplos de este tipo de aplicaciones:

En (Escolano et al., 2012) se presenta un sistema basado en el potencial P300, en el que un robot es controlado remotamente. El usuario observa una pantalla en la que se puede ver una imagen grabada desde una cámara colocada en el robot. Sobre esa imagen se superponen unos ítems que representan las diferentes posibilidades de movimiento que el sujeto puede seleccionar mediante un paradigma *oddball* basado en ERP. En la Figura 4-15 se muestran dos ejemplos: los estímulos (punto azul destacado) se mueven aleatoriamente sobre los posibles objetivos (*goals*) y las opciones de control de la barra inferior.

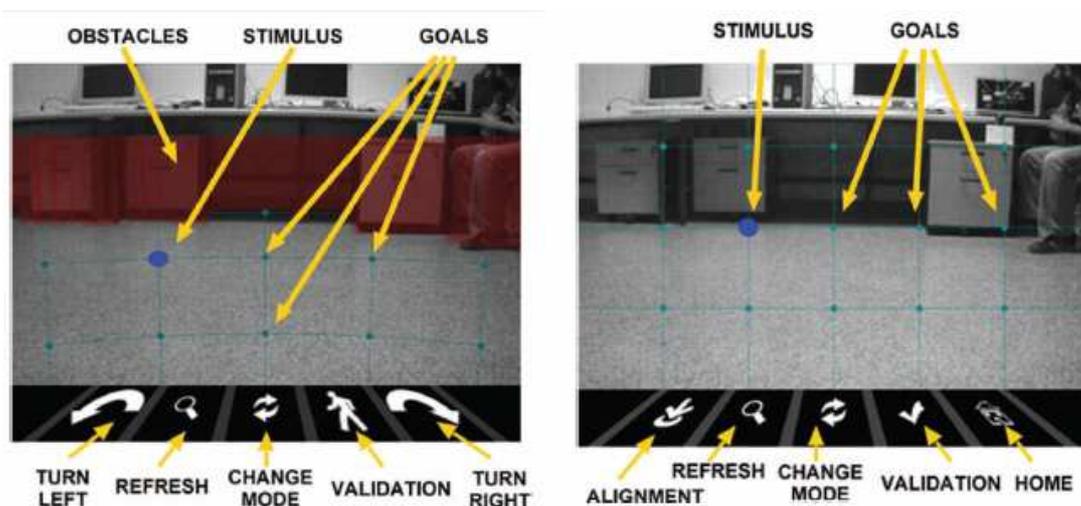


Figura 4-15. Paradigma de navegación basado en ERP.

Un paradigma muy similar (pero basado en SSVEP) se utiliza en (Chang et al., 2010) para manejar mediante control remoto un coche equipado con una cámara.

Hay aplicaciones en las que el sujeto puede controlar un robot, aunque su objetivo no sea la navegación, sino la ejecución de tareas concretas (Bell et al., 2008). En ese artículo se describe el caso de un robot humanoide, controlado mediante una interfaz basada en potenciales ERP. En la parte izquierda de la Figura 4-16 se observa el punto de vista del sujeto y en la parte derecha el robot ejecutando una acción.



Figura 4-16. Control de un robot humanoide.

En el trabajo de (Wu et al., 2008), mediante dos tareas mentales ligadas a la MI (de mano derecha o de ambos pies), se generan tres posibles comandos de navegación para un robot bípedo mediante el análisis de las bandas μ y β . El modo en que lo hacen es generando patrones basados en esas dos tareas mentales, de manera que para generar el comando ‘girar a la derecha’, el sistema debe reconocer cuatro veces seguidas la tarea mental ‘mano derecha’. Del mismo modo, debe clasificarse la tarea mental ‘ambos pies’ cuatro veces seguidas para girar a la izquierda. Si el sujeto quiere avanzar, debe generar un patrón consistente en dos tareas mentales ‘derecha’ seguidas de dos tareas ‘pies’. En la Figura 4-17 se muestra la interfaz de control.

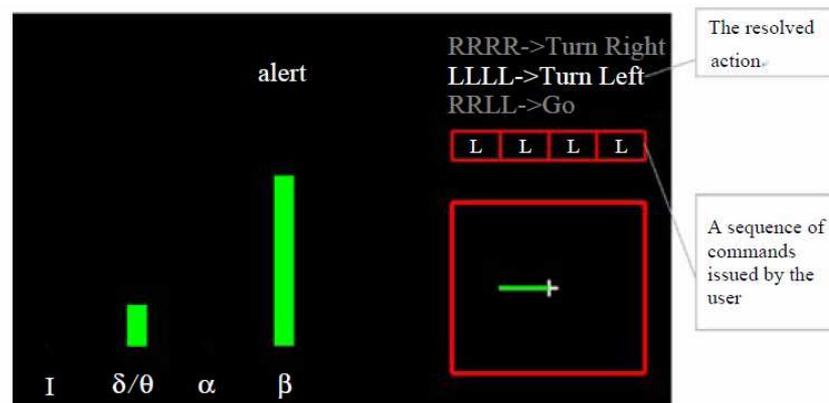


Figura 4-17. Repetición de tareas para generar un patrón.

Recientemente, se ha presentado en el estudio de (Barbosa et al., 2010) un sistema BCI orientado a la navegación, capaz de discriminar entre cuatro diferentes tareas mentales relacionadas con los SMR (MI de pies, lengua y mano derecha e izquierda) para mover un robot mediante cuatro comandos: parar, avanzar una distancia fija o girar un ángulo fijo a derecha o izquierda. En la Figura 4-18 se observa el sistema propuesto.



Figura 4-18. Sistema BCI para mover un robot en cuatro direcciones.

Otro caso de robot humanoide, también orientado a la navegación, se encuentra en una publicación muy reciente (Chae et al., 2012), donde tres tareas mentales de MI son utilizadas para controlar un robot bípedo en un entorno de tipo laberinto, que puede verse en la Figura 4-19.

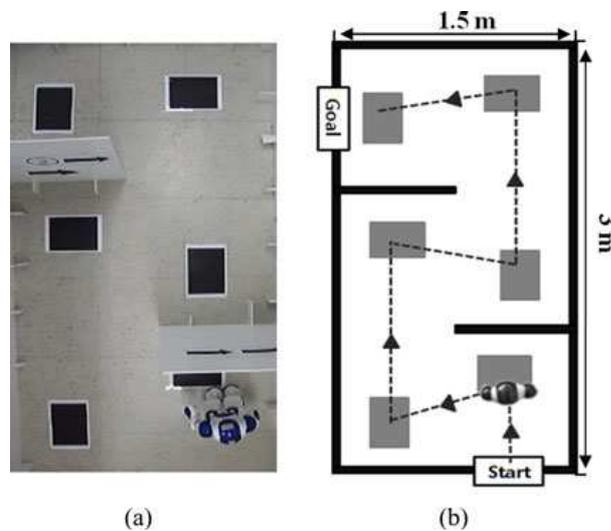


Figura 4-19. Control asincrónico de un robot bípedo en un laberinto.

Otros trabajos se basan en la generación de comandos de ‘alto nivel’ (es decir, comandos complejos, del tipo ‘gira a la derecha en la próxima ocasión’, por ejemplo), dejando al robot la inteligencia suficiente para ejecutar la acción con precisión. En estos casos, el robot debe estar equipado con sensores que le permitan conocer el escenario de modo que puedan interpretar el comando generado por el sujeto. Un ejemplo de este tipo de sistemas se encuentra en (Millán et al., 2004b): mediante tres tareas el sujeto puede generar hasta seis comandos de navegación para mover un pequeño robot (Figura 4-20). El mapeo entre las tareas mentales y los comandos se hace mediante una máquina de estados con seis posibles ‘comportamientos’, produciéndose las transiciones entre ellos mediante las tareas mentales.

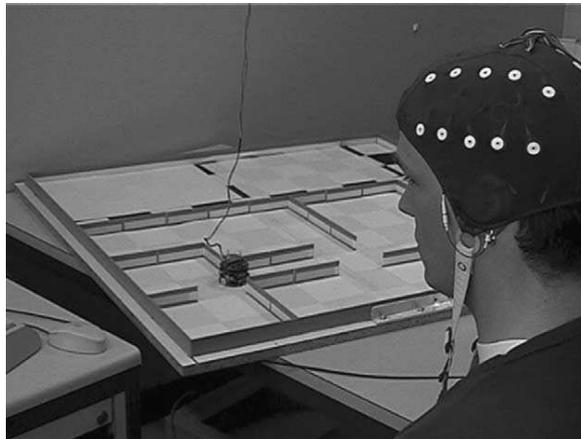


Figura 4-20. Navegación de un robot real en un entorno experimental.

En un punto intermedio entre los comandos de alto nivel y las comandos básicos se encuentran los sistemas que tienden a la adaptación en cuanto a la jerarquía del tipo de comandos (no confundir con otro tipo de adaptación, por ejemplo, la que se aplica en procesado de las señales, (Vidaurre et al., 2007)). En este caso (Bryan et al., 2011), el usuario comienza ejecutando una tarea con un robot humanoide (ubicado remotamente) mediante SSVEP y comandos de bajo nivel. Una vez que la tarea se ha aprendido, el sistema la integra como comando de alto nivel de modo que el sujeto puede repetir la misma acción con una sola selección sencilla. En la Figura 4-21 se observa a la izquierda la interfaz de control y a la derecha el robot actuando. Este tipo de control, adaptado en la jerarquía de comandos, se utilizó previamente en otros casos (Vanacker et al., 2007), como se verá en el apartado siguiente.

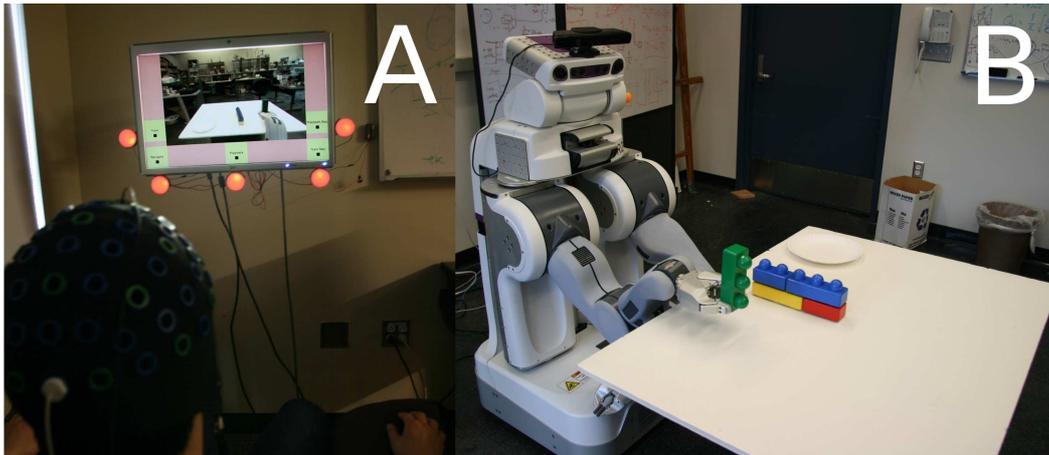


Figura 4-21. Control remoto de un robot humanoide mediante un sistema BCI adaptativo en la jerarquía de comandos.

4.2.2 SILLAS DE RUEDAS

En esta última línea, la de dotar de inteligencia robótica al sistema dejando al usuario los comandos de alto nivel, se sitúan la mayor parte de los estudios en los que el sujeto controla una silla de ruedas.

El grupo del profesor Millán (IDIAP Research Institute, Suiza) continuó con las mismas técnicas vistas en un ejemplo anterior (Millán et al., 2004b) para diseñar una silla de ruedas robótica (Vanacker et al., 2007) en la que el control es ‘compartido’; es decir, la inteligencia del sistema se aplica en mayor o menor grado según varios criterios, entre ellos, por ejemplo, la dificultad de la tarea a realizar, la probabilidad de que se genere un comando u otro según la situación de la silla, o la capacidad de control del sujeto. La silla va equipada con sensores que le permiten realizar un mapeo del entorno próximo de modo que se evitan los obstáculos con los que se podrían colisionar. En la parte izquierda de la Figura 4-22 aparece el modelo real de la silla robótica utilizada, donde puede observarse la presencia de los sensores láser (bajo los pies del sujeto). En la parte derecha de la misma imagen, se muestra una representación de cómo el sistema estima la presencia de obstáculos gracias a los sensores. En función de esa presencia en una u otra dirección, la inteligencia del sistema asigna diferentes probabilidades a cada comando.

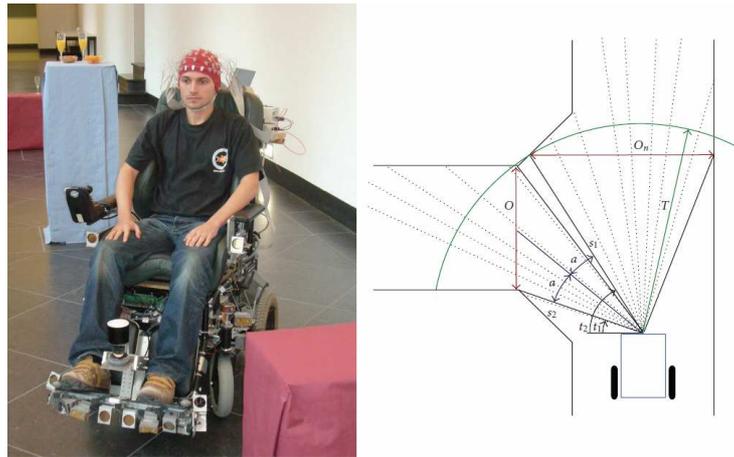


Figura 4-22. Silla robótica (izquierda) y representación del escenario (derecha).

Otro ejemplo del uso de una silla de ruedas basado en ritmos SMR se encuentra en el trabajo de la empresa Toyota (Choi & Cichocki, 2008). En éste se hace uso de los ritmos SMR con tres tareas de imaginación motora asociados a tres comandos (mano derecha, mano izquierda y pies para los comandos de giro derecha, giro izquierda y avance, respectivamente). La silla de ruedas responde directamente a los comandos del sujeto, sin aplicar inteligencia respecto a la ruta a seguir. Es oportuno mencionar que este sistema no es ‘puramente’ BCI, pues hace uso del movimiento del músculo de la mejilla para el comando de parada.

En (Long et al., 2012) se puede encontrar un sistema BCI híbrido para controlar una silla de ruedas. Un sistema híbrido es aquel que usa más de un tipo de señal de entrada; en este caso se usan dos tareas de MI (de sendas manos) para girar la silla a derecha e izquierda, una tarea de MI de pies para decelerar el movimiento y el potencial P300 (el sujeto deja la MI para prestar atención a estímulos que consisten en luces parpadeantes) para acelerar la marcha.

El equipo de Javier Mínguez (Universidad de Zaragoza), utiliza el mismo paradigma visto en (Escolano et al., 2012) para ejercer el control de una silla de ruedas equipada con un sistema inteligente de navegación (Iturrate et al., 2009) que, mediante sensores, hace una reconstrucción tridimensional del entorno y elige el camino adecuado para llevar al usuario al destino seleccionado mediante el paradigma *oddball*. En la parte izquierda de la Figura 4-23 se observa un sujeto navegando, en la derecha la interfaz de control.

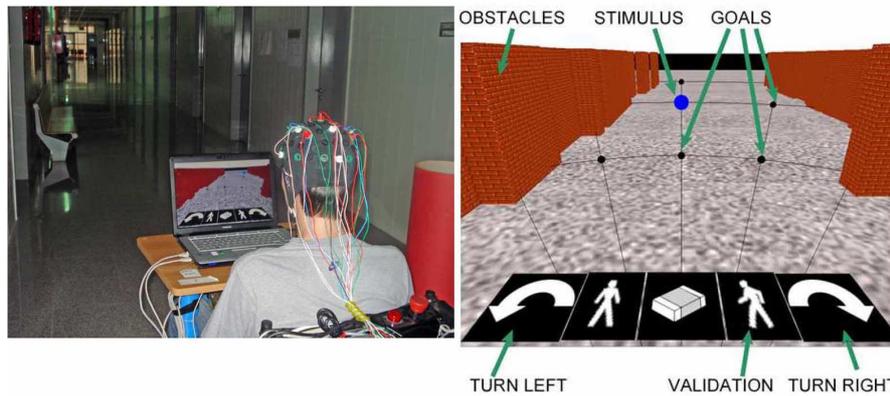


Figura 4-23. Control de una silla de ruedas con P300. En la izquierda, prototipo de la silla de ruedas. La imagen de la derecha representa lo que el usuario observa en su pantalla: la representación tridimensional del entorno y los ítems del paradigma superpuestos.

En (Rebsamen et al., 2010) se presenta un una silla de ruedas controlada de un modo parecido al que se vio en el caso de navegación virtual en el trabajo de (Bayliss, 2003), basándose en el potencial P300, con el que se eligen distintos objetivos a los que dirigirse ya conocidos por el sistema (Figura 4-24).

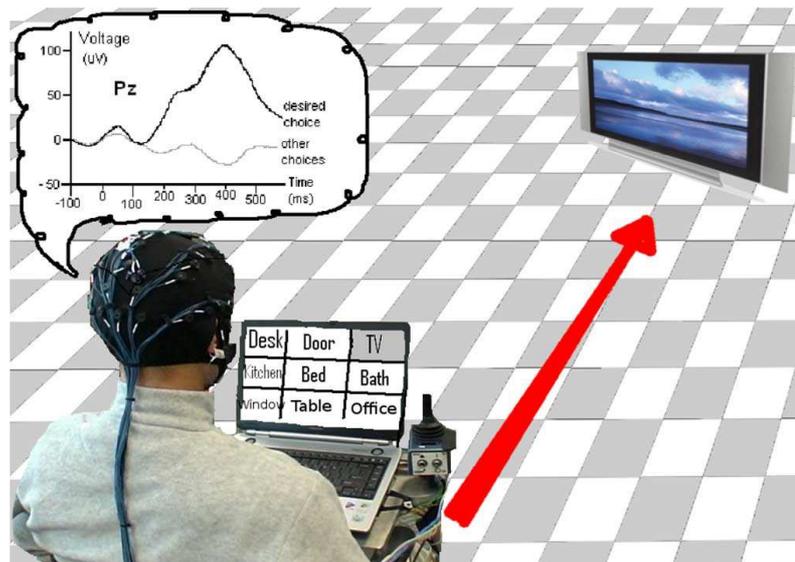


Figura 4-24. Silla de ruedas controlada con un paradigma basado en P300.

El trabajo de (Muller et al., 2011) se centra en controlar una silla de ruedas mediante el uso de SSVEP con cuatro posibles comandos a clasificar (Figura 4-25). Para ello, es necesario que los sujetos dispongan de una pantalla delante en la que se presentan los estímulos visuales.



Figura 4-25. Silla de ruedas robótica controlada por SSVEP.

De un modo muy similar, con una pantalla delante en la que parpadean cuatro posibles comandos de navegación, pero esta vez basado en el potencial P300, se controla una silla de ruedas en el trabajo de (Bong-Gun Shin et al., 2010).

Otro trabajo basado en P300 se encuentra en (Lopes et al., 2011), Figura 4-26. El control de la silla de ruedas es ‘compartido’, de un modo similar al visto en los trabajos (Bryan et al., 2011; Vanacker et al., 2007), de modo que el sujeto puede ejecutar comandos de bajo nivel si es necesario, pero el sistema está dotado de inteligencia para aceptar comandos de alto nivel (en este caso los movimientos concretos de navegación los gestiona el sistema tras conocer la intención final del sujeto).

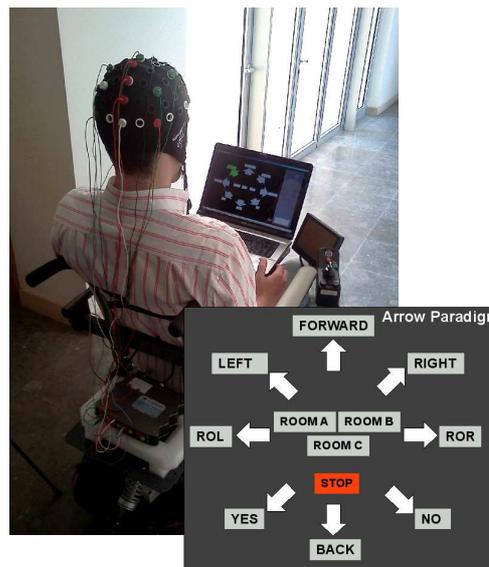


Figura 4-26. Control ‘compartido’ de una silla de ruedas: mezcla de comandos de alto y bajo nivel.

4.3 RESUMEN DEL ESTADO DE LA TÉCNICA

En este capítulo se han visto mayormente casos de sistemas orientados a la navegación. Se resumirán a continuación las características de estos sistemas:

- Entre ellos, los hay tanto endógenos como exógenos; síncronos y asíncronos (ver apartado 3.2.1). Los endógenos y asíncronos son los sistemas BCI que mejor se adaptan a un modelo de control, pues el sujeto ejecuta de modo directo el control sobre el entorno (por endógeno) y puede ejercer dicho control en cualquier momento (por asíncrono).
- Por otro lado, se han visto sistemas de navegación controlados por comandos de alto nivel ('avanzar recto y girar a la derecha en el próximo cruce' o 'dirigirse hasta la cocina', por ejemplo) y de bajo nivel. Con los primeros se gana en facilidad de uso al no tener que indicar cada pequeño movimiento, pero con los basados en comandos de bajo nivel se consigue mayor autonomía por parte del sujeto, pues éste puede dirigirse a cualquier punto accesible del entorno, sin la limitación de tener que ser un lugar previamente conocido por el sistema. Los sistemas adaptativos permiten que en ciertos momentos el control sea de bajo nivel, para luego poder pasar a una navegación más sencilla con comandos de alto nivel.
- Los sistemas de navegación más versátiles son aquéllos que disponen de más comandos de navegación, dotando al sujeto de mayor movilidad. Los casos en los que los sujetos sólo pueden moverse en una dirección (avance) o se controlan con sólo dos comandos (giro a derecha o izquierda) dejan poca libertad de acción al sujeto. Los sistemas con tres o más comandos suelen ligar el número de comandos al número de tareas mentales implicadas en el control (Scherer et al., 2008). Como se ha visto, aumentar el número de tareas mentales implica una merma en la precisión de la clasificación de éstas (ver apartado 3.2.1.2). Se han citado algunos ejemplos en los que con dos tareas mentales se podían generar tres comandos de navegación (Leeb et al., 2007c; Wu et al., 2008), pero se trata de sistemas síncronos.

Capítulo 4

En el siguiente capítulo se detallarán los objetivos de esta Tesis, entre los que se encuentra desarrollar un paradigma de navegación endógeno y asíncrono que permita navegar con más de dos comandos, estando basado en la clasificación entre sólo dos tareas mentales.

5 OBJETIVOS DE LA TESIS

Visto el estado de la técnica en el ámbito de la VR y la navegación, la investigación de esta Tesis tendrá como objetivo desarrollar un paradigma de interacción con un VE que combine los beneficios de la clasificación entre sólo dos tareas mentales (bajo error) con los de utilizar un sistema de navegación con más de un comando (navegabilidad). El objetivo final del proyecto en el que se enmarca esta Tesis es desarrollar un sistema como el descrito que permita a un sujeto controlar una silla de ruedas real. Con este hito como referencia, se partirá de un paradigma inicial y se estudiarán diferentes versiones de éste, definiendo variaciones incrementales en cuanto a su nivel de complejidad, procurando que el entrenamiento de los sujetos ocurra de manera progresiva:

- En primer lugar, el paradigma que sirve como base del trabajo cumple los dos requisitos mencionados: se navega con más de dos comandos pero sólo se utiliza la clasificación de dos tareas mentales. Para ello, es necesario ‘mapear’ las dos tareas mentales en los cuatro comandos de navegación que se desea que tenga el paradigma inicial. El modo de hacerlo se inspira en el *speller* de (Müller et al., 2008): ahí, las letras del alfabeto se agrupan en seis conjuntos alrededor de un círculo; una barra gira en el centro cuando el sujeto ejecuta MI de pies, y se extiende hasta un grupo de letras cuando la tarea es MI de mano derecha. De un modo parecido, en la interfaz gráfica propuesta en este trabajo cuatro comandos se corresponden con cuatro sectores circulares en que se divide la interfaz. Mediante un funcionamiento síncrono, el sujeto se mueve por un VE que simula un laberinto, siendo interpelado en cada cruce de caminos sobre el nuevo comando a elegir. La selección de uno de ellos lo mueve hasta la siguiente encrucijada.
- En segundo lugar, se adaptará la interfaz gráfica para que soporte un modo de control asíncrono. Este sistema esperará en un estado de NC (no control), hasta que los sujetos voluntariamente cambien al estado IC (control voluntario). En ese estado, se les presentará una interfaz gráfica con varios comandos de navegación (moverse adelante y girar a derecha e izquierda) que puedan elegir llevando a cabo una sola tarea de MI. Los

movimientos implicados en este caso serán discretos como en el anterior, aunque más básicos: se tratará de avances de una distancia fija, o giros a derecha e izquierda de 90°. Después de seleccionar un comando, dicho sistema ejecutará la acción correspondiente y volverá al estado NC.

- El tercer nivel de adaptación del sistema consistirá en proporcionar al sujeto la posibilidad de controlar el movimiento de un modo continuo, frente a los movimientos discretos anteriormente citados; es decir, que la longitud de los avances y la amplitud de los giros no estará discretizada, sino que será el sujeto quien voluntariamente decida parar el movimiento cuando lo considere oportuno. De este modo, un posible dispositivo móvil podría moverse libremente por un entorno.
- El siguiente paso a estudiar en la adaptación de los sujetos será el control del dispositivo prescindiendo de la interfaz gráfica. Así, cuando el sujeto utilice el paradigma para controlar una silla de ruedas real, no necesitará dirigir su mirada a un elemento ajeno al entorno (por ejemplo, la pantalla de un ordenador) en el que comprobar qué comando está disponible en cada momento. La sustitución de la interfaz gráfica se hará por una auditiva, en la que el sujeto recibirá la información mediante sonidos.
- Partiendo de unos VE poco sofisticados (desarrollados en el lenguaje VRML), se irá aumentando el grado de realismo e inmersión de éstos (gracias al uso de OpenGL, por ejemplo). El uso de entornos desarrollados en VR permite adaptar la complejidad de la tarea a realizar a cada sujeto, por ejemplo, el usuario podrá empezar a practicar el control en un entorno libre de obstáculos y con pocos estímulos visuales, para ir aumentando el nivel de detalle de dichos mundos virtuales.
- Finalmente, una vez que un sujeto demuestre su capacidad de control en un entorno virtual mediante una interfaz guiada por audio, se utilizará el paradigma en el que éste ha sido entrenado para controlar un dispositivo móvil real. Como paso previo al uso definitivo en una silla de ruedas, se hará uso de un robot en una situación experimental (un laberinto).

Como se ha visto, los cambios que se proponen respecto a los sistemas anteriores en los que se basará esta investigación son todos a nivel de interfaz de

usuario, por lo que en las pruebas a realizar se utilizará (prácticamente) siempre los mismos métodos de registro de señales y procesado de señal. Esta base común se explicará en el siguiente capítulo.

6 METODOLOGÍA

Este capítulo se dedica a explicar los procedimientos metodológicos utilizados en el desarrollo de los experimentos del capítulo 7. Se verá aquí el detalle del sistema BCI utilizado, desde el *hardware* de adquisición hasta el *software* de procesado y el diseño de los VE. Se explicará también cuáles han sido los criterios de evaluación seguidos en los experimentos.

6.1 SISTEMA BCI UTILIZADO

En este punto se verá en detalle la implementación concreta del sistema BCI utilizado en el desarrollo de la presente Tesis. En la Figura 6-1 se repite el modelo general de un sistema BCI visto en el capítulo 3, del que se detallarán sus partes en los siguientes apartados.

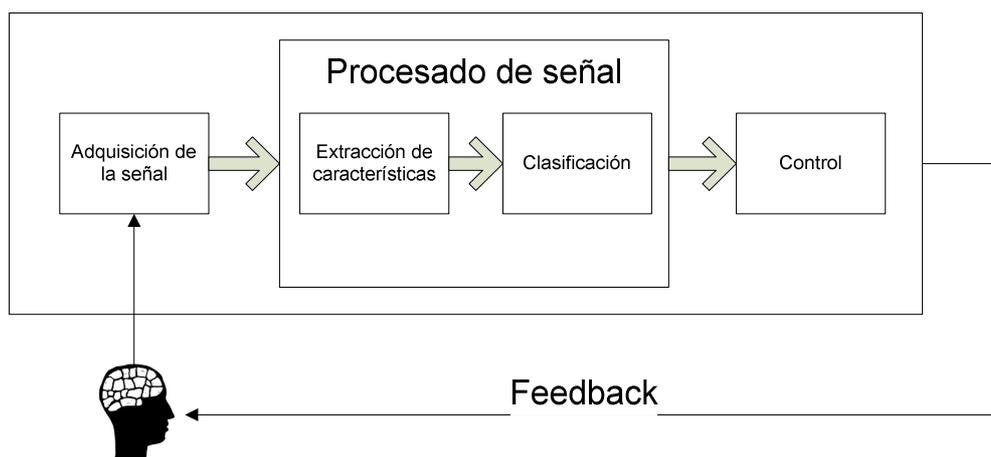


Figura 6-1. Modelo general de un sistema BCI.

6.1.1 ADQUISICIÓN DE LA SEÑAL

6.1.1.1 Señales Utilizadas

En los primeros capítulos (apartado 2.2.1.3.2) ya se habló de los ritmos cerebrales como base de control para un sistema BCI; en concreto, en este trabajo se analizan las frecuencias correspondientes a los ritmos μ , relacionados con los ritmos sensomotores. A diferencia de otras señales cerebrales, éstas se generan de forma autónoma; es decir, el sujeto puede de forma voluntaria modularlas en cualquier momento: para ello, sólo es necesario imaginar que se realiza algún tipo de movimiento, de modo que se altere la actividad cerebral en la zona motora correspondiente (apartado 2.1, Figura 2-4). Si la zona motora no está implicada en una actividad (está en reposo),

suele darse una sincronización entre la actividad neuronal que hace que se detecten señales alrededor de la banda μ y β (ver apartado 2.2.1.3.2); cuando el sujeto practica la tarea de MI, suele aparecer una desincronización (ERD) que atenúa las señales en cuestión en una banda de frecuencia conocida. También se suelen dar casos del comportamiento opuesto, es decir, se produce una sincronización (ERS) de dicha actividad, aunque este comportamiento es más habitual en la banda β y con cierto retraso respecto a la MI. Tanto las zonas motoras como las bandas de frecuencia activas son parámetros que se pueden conocer para cada sujeto mediante una fase de calibración del sistema.

6.1.1.2 Elección de las Tareas Mentales

Se ha repetido en varias ocasiones que la clasificación de tareas mentales en este trabajo se basa en la discriminación de dos clases, de manera que la tasa de error en la clasificación se minimice. En los experimentos descritos en el siguiente capítulo, se dio soporte a dos estados: uno de ‘no control’ (NC) y otro de ‘control intencionado’ (IC). En el primero, el sujeto puede estar involucrado en una actividad mental no relacionada con el control del sistema. En el segundo, el sujeto ejecuta el control sobre la interfaz. El estado NC se mantiene mientras el sujeto ejerce una de dichas tareas, y se cambia al estado IC cuando el sujeto ejecuta la otra. En el estado IC, una barra gira continuamente mientras se detecta una de las tareas mentales, y se extiende (para seleccionar un comando) cuando se detecta la otra. Es decir, el sistema siempre considera que una de esas dos tareas se está llevando a cabo. Como puede deducirse, una de esas dos tareas corresponde a una actitud pasiva del sujeto: con ella espera en el estado NC hasta cambiar al estado IC (mediante la otra tarea); o esa tarea permite esperar en el estado IC mientras la barra de *feedback* gira, hasta cambiar la tarea mental para extender la barra y seleccionar un comando. Por otro lado, dado que el sistema clasifica continuamente una de las dos tareas, si ambas fuesen tareas activas de MI, ello supondría mucho cansancio por parte del sujeto para poder controlar la interfaz. Por estas dos razones, se decidió que la primera de las tareas mentales fuese precisamente la ausencia de ésta: mantener un estado de reposo mental, sin una actividad mental determinada. Con esto, se consigue que mientras el sujeto observa el entorno, descansa o piensa en su siguiente acción (entre otros ejemplos), el sistema clasifica su estado mental como ‘reposo’, por lo que deja al sujeto en el estado NC o, si ya estaba en el IC, mantiene la barra girando a la espera de que el sujeto la active. Por el contrario, la otra tarea mental utilizada sí es

una activa de MI, en la que el sujeto debe concentrarse. Como el control de la interfaz se consigue con acciones puntuales de MI mientras la mayor parte del tiempo el estado es de espera, esta combinación de tareas mentales puede ser la más adecuada para el paradigma en cuestión. Entre todas las posibilidades de tareas de MI se eligió la que en pruebas preliminares del sistema ofreció mejor rendimiento: la imaginación de movimiento de la mano derecha.

La imaginación del movimiento de la mano derecha está ligada a la zona conocida como C3 del córtex cerebral (sistema internacional 10/20, Figura 2-7); la banda μ suele situarse entre los 8 y los 13 Hz, aunque gracias a la calibración previa que se realiza con cada sujeto, se puede personalizar con más precisión, normalmente en una banda con un ancho de unos 2 ó 3 Hz. Por tanto, *grosso modo* podríamos decir que si en la posición C3 se detecta un nivel alto de amplitud de las frecuencias del ritmo μ del sujeto, éste estará en estado de reposo; si la amplitud de esos mismos ritmos es bajo, se podrá achacar a una ERD y a la causa de esta desincronización, es decir, a la MI de la mano derecha. Sin embargo, el sistema propuesto analiza las señales en otra posición además de la C3, también se colocan los electrodos en la zona sensomotora C4, correspondiente a la actividad relacionada con la mano izquierda. Aunque la mano izquierda no esté directamente implicada en las tareas mentales propuestas a los sujetos, para una mejor clasificación de éstas se hace necesario más de un canal de entrada de datos (ver apartado siguiente y apéndice B), de modo que el algoritmo clasificador disponga de una segunda dimensión en el espacio para separar las dos tareas mentales. A pesar de que la posición C4 no está situada en la zona sensomotora de la mano derecha, al activar la imaginación de ésta, puede registrarse en dicha posición actividad cerebral que ayude en la clasificación.

6.1.1.3 Hardware de adquisición de datos

Las señales EEG se captaron a través de dos canales bipolares mediante electrodos de oro. Éstos se colocaron 2.5 cm a la derecha y a la izquierda de las posiciones de referencia C3 y C4; el electrodo de referencia se colocó en la posición FPz (en la frente). Aunque durante el desarrollo de la Tesis se han probado diferentes configuraciones de medida (de las mencionadas en el apartado 2.2.1.1, como la combinación Laplaciana o la *Common Average Reference*), en los experimentos que se verán en el siguiente capítulo todas las medidas han sido hechas en configuración bipolar, siendo ésta configuración la más inmediata de usar con el amplificador

utilizado. En la mayoría de los experimentos, estas señales se amplificaron con un amplificador de 16 canales (gBSAmp, de G.Tec). Los dos canales de salida del amplificador se conectaron a una tarjeta de adquisición de datos NI-6210-USB que, conectada a través del puerto USB del ordenador, servía los datos a las aplicaciones de registro y procesado de señal. Los dos primeros experimentos que se detallarán en el capítulo 7 contaron, sin embargo, con un equipo hardware diferente: un amplificador de 4 canales Coulborn V75-08 y una tarjeta de adquisición de datos DAQCard 6025E (National Instruments).

6.1.1.4 Artefactos

Al igual que en el caso de las configuraciones de electrodos, durante el desarrollo de este trabajo se probaron varios algoritmos de detección y corrección de artefactos (ver apartado 2.2.2). En particular, se aplicó el método descrito en (Schlögl et al., 2007). Los tres electrodos se colocaron formando un triángulo rectángulo con el ángulo recto en la frente y los dos ángulos agudos un poco por debajo de las sienes. Los catetos de ese triángulo forman dos componentes espaciales ortogonales. Los canales bipolares EOG correspondientes a dichos catetos podían capturar componentes verticales y horizontales del EOG. El algoritmo de corrección se aplicó *off-line* a las trazas de señal EEG de la fase de calibración (ver apartado 6.2.1.1) para parametrizar al sujeto y corregir dichas trazas. Esos mismos parámetros obtenidos se aplicaron posteriormente *on-line* a las sesiones con realimentación.

A pesar de ello, las pruebas realizadas al integrar la corrección del EOG con el sistema completo no fueron completamente satisfactorias, de modo que se descartó su uso para los experimentos de esta Tesis.

6.1.2 PROCESADO DE LA SEÑAL

Una vez que se dispone de las señales capturadas, es preciso someter éstas a un procesado que permita al sistema decidir, en base a ellas, qué tarea mental estaba siendo llevada a cabo por parte del sujeto. En un apartado anterior (3.1.2) se ha mencionado en qué consiste este procesado: en una primera etapa se extraen las características de la señal, y en una segunda etapa se clasifica un conjunto de muestras de señal como pertenecientes a una de dos posibles clases. Este procesado se hace sobre un determinado número de muestras de la señal. Una de las características que debe darse en el *feedback* (que depende directamente del resultado de la clasificación) es que el

sujeto lo perciba en tiempo real; para ello, la actualización del grupo de muestras a procesar debe ser rápida. La Figura 6-2 muestra este proceso.

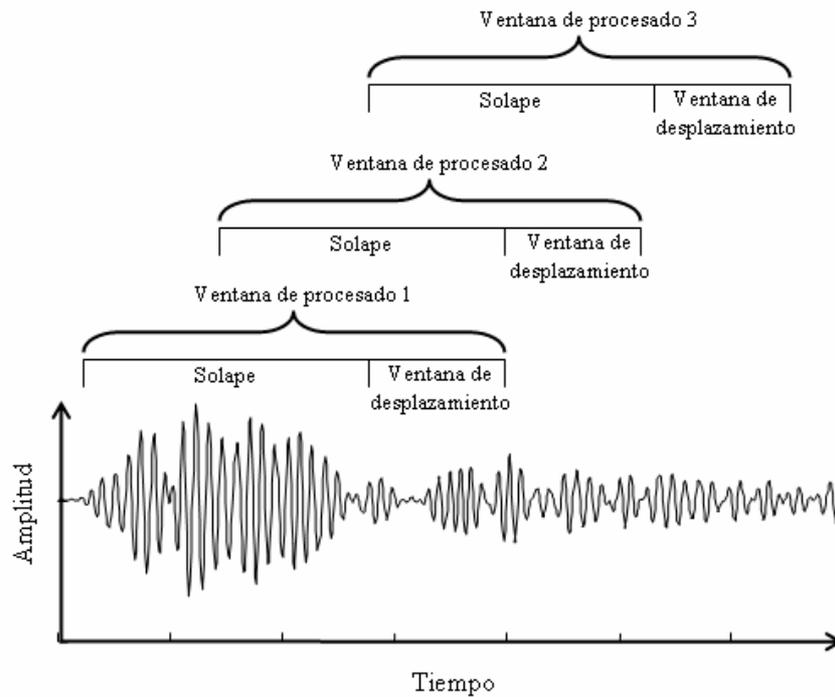


Figura 6-2. Diagrama temporal del enventanado de las muestras de señal.

El parámetro ‘ventana de procesado’ determina el tamaño (en tiempo o muestras, ambos parámetros están ligados por la frecuencia de muestreo) de la ventana sobre la cual se va a realizar el procesado. El parámetro ‘ventana de desplazamiento’ establece cada cuánto tiempo se va a llevar a cabo dicho procesado. En el sistema utilizado en esta Tesis, estos parámetros corresponden a una frecuencia de muestreo de 128 Hz y una duración de ‘ventana de procesado’ de medio segundo, lo que equivale a un tamaño de 64 muestras. Por otro lado se quiere procesar las ventanas de modo que el sujeto reciba la realimentación como continua; para ello se actualizará el valor cada 31.25 segundos, esto implica que el parámetro ‘ventana de desplazamiento’ debe ser de 4 muestras.

Para procesar las señales eficientemente, los algoritmos implicados en el procesado de señal deben estar parametrizados para adaptarse a cada sujeto. Así, con los datos obtenidos en la primera sesión sin *feedback*, se hará un análisis *off-line* que permitirá elegir los parámetros del procesado de señal para las siguientes sesiones *on-line*.

Todas las aplicaciones que permiten realizar este procesado se han desarrollado en Matlab.

6.1.2.1 Extracción de características

La extracción de características del sistema implementado consiste en estimar la potencia de la señal en una banda de frecuencias reactiva característica para cada sujeto e identificada manualmente (en el apéndice B puede verse una descripción detallada de este procedimiento). Como se mencionaba anteriormente, tras un primera sesión *off-line* se analizaron las trazas para calcular un rango de frecuencias en la que se obtenía el mínimo error en la clasificación. Ése era el parámetro necesario para caracterizar al sujeto en esta etapa.

La estimación de la potencia se realiza para los canales de entrada de señales EEG. Seleccionado un determinado tamaño de ‘ventana de procesado’ de la señal, el cálculo de la potencia consiste en: i) filtrar la señal en la banda reactiva, ii) obtener el cuadrado de cada una de las muestras de la señal y iii) realizar el promedio entre muestras consecutivas. Para el filtrado de las señales se hará uso de un filtro de Butterworth de orden 5 (con una caída de 30 dB por octava). El motivo de esta elección es que dicho filtro es especialmente diseñado para producir la respuesta más plana que sea posible hasta la frecuencia de corte. Como inconveniente, necesita un mayor orden para los mismos requerimientos en comparación con otros filtros (como los de Chebyshev o el elíptico).

Por tanto, la salida de este bloque en cada instante de tiempo t será el promedio sobre el número de muestras que indica la ‘ventana de procesado’ de potencia en cada canal, en la banda especificada. Sean estos dos valores $P^{C3}(t)$ y $P^{C4}(t)$, en referencia a las posiciones de medida de cada canal (posiciones C3 y C4, respectivamente).

6.1.2.2 Clasificación

Como se ha mencionado con anterioridad, el procesado de señal utilizado en este trabajo se basa en las propuestas del grupo *Graz BCI* detalladas en (Guger et al., 2003), tratándose éste de uno de los grupos de investigación en BCI más destacados a nivel internacional. El clasificador se basa en un análisis discriminante lineal (LDA, (Bishop, 1995)). En un instante t , una vez calculada las potencias medias $P^{C3}(t)$ y $P^{C4}(t)$ para cada uno de los dos canales EEG, la clasificación consiste en una sencilla combinación lineal de estos parámetros con unos pesos $w1$, $w2$ y $w0$ obtenidos al minimizar el error a través del LDA con los datos registrados en la sesión sin *feedback* (en el apéndice B se dan más detalles sobre estos procesos). El resultado de esta combinación es lo que se define como distancia $D(t)$, que se computa como:

$$D(t) = w_1 \cdot P^{C3}(t) + w_2 \cdot P^{C4}(t) + w_0$$

Esta distancia ‘matemática’ (que no tiene unidades de medida de longitud, pues se trata del resultado de una clasificación en dimensiones de potencia) se traduce a una longitud ‘real’ que se presenta al sujeto como *feedback* en la fase de entrenamiento (este movimiento, como se verá en el apartado 6.2.1, consiste en la extensión de una barra o el desplazamiento de un coche virtual). Posteriormente, en las sesiones de navegación, existirá una barra correspondiente al *feedback* que el sujeto puede controlar para seleccionar distintos comandos de movimiento, cuya longitud se calcula de modo análogo.

6.1.3 APLICACIONES DE CONTROL

El control del *feedback*, ya sea como el desplazamiento de un coche o la longitud de una barra, es la única vía de interacción de la que el sujeto dispone con el sistema. Se ha mencionado en los primeros capítulos que otros sistemas disponen de más tareas mentales (y por tanto, más flexibilidad a la hora de ejecutar comandos de movimiento); sin embargo, en los experimentos que se verán en el siguiente capítulo, el objetivo de controlar dispositivos que se mueven en más de dos direcciones debe ser alcanzado usando sólo dos tareas mentales. Es preciso, así, disponer de un software que permita ‘mapear’ dos tareas mentales en varios comandos de navegación. Al igual que las etapas de procesado de señal, se han desarrollado en Matlab diversas aplicaciones de control que reciben como única entrada la distancia $D(t)$ mencionada en el apartado anterior y gestionan todo el sistema y los dispositivos móviles a controlar (sean virtuales o reales). Aunque luego se verán diferentes experimentos con distintos mundos virtuales y dispositivos reales, la mayor parte del control se hace con una misma aplicación (en todos los experimentos). Existen otras aplicaciones que son específicas para cada prueba, dependiendo del entorno virtual o del dispositivo a controlar. Como se verá en el siguiente apartado, se dispone de varios VE desarrollados en distintos lenguajes de programación; por tanto, se han diseñado aplicaciones a modo de interfaz de comunicación con cada uno de ellos (ver Figura 6-3). En algún caso (como VRML, integrado con Matlab mediante una *toolbox*) puede controlarse el entorno simplemente mediante el valor de variables que ambos (el VE y las aplicaciones de control) comparten. En la mayoría de los casos, sin embargo, el VE no está integrado con Matlab, de modo que se hacen necesarios módulos de comunicación a través del

conexiones TCP (internas y externas) o de protocolos propietarios mediante el puerto serie sobre una conexión inalámbrica Bluetooth (para los dispositivos móviles). En los siguientes apartados se verán en detalle estos enlaces de comunicación.

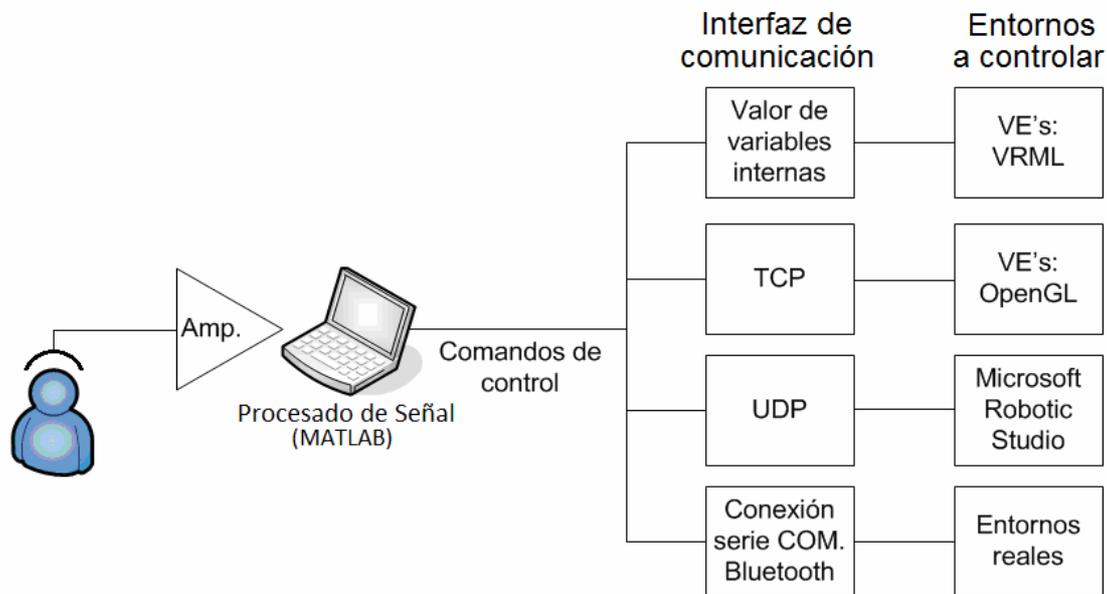


Figura 6-3. Esquema de comunicación de las aplicaciones de control.

6.1.3.1 Entornos virtuales

En el apartado previo se ha visto que se dispone de varios módulos de comunicación para las diferentes opciones (virtuales y reales) de *feedback*; en éste se explicará cómo se ha desarrollado cada uno de los entornos virtuales.

- **VRML.** El caso más sencillo es el de los entornos que utilizan *Virtual Reality Modelling Language* (VRML), un lenguaje de programación que nació con la intención de convertirse en un estándar para la creación y presentación de entornos virtuales. Matlab permite una inmediata integración gracias a uno de sus complementos (o *toolbox*): VR Toolbox. Gracias a éste, el entorno desarrollado es una instancia de una clase de Matlab, por lo que el control de éste es muy sencillo, por ejemplo, compartiendo variables entre el entorno y las aplicaciones de control. Así, para cambiar un objeto de posición en un VE desarrollado en VRML, la aplicación de control sólo debe variar el valor de una variable, o de un atributo de ese objeto. Las desventajas de VRML son su limitación en cuanto a capacidad gráfica (ver Figura 6-4) y la imposibilidad de renderizar en tiempo real y desde Matlab los VE de

modo que soporten visión estereoscópica. La interacción entre objetos tampoco está soportada de modo sencillo.



Figura 6-4. Imágenes de dos entornos desarrollados en VRML.

- **OpenGL.** A pesar de la facilidad de control de los entornos en VRML, pronto quedan obsoletos por la aparición de nuevos lenguajes de desarrollo orientados a la VR, mucho más versátiles y con una capacidad mucho mayor de generación de gráficos. Uno de estos lenguajes, que se utilizó para varios de los experimentos, es OpenGL (*Open Graphics Library*,): una especificación estándar que define una API multilenguaje y multiplataforma para escribir aplicaciones que produzcan gráficos 2D y 3D, (*Open GL home page*, 2012). Con éste se pueden crear VE de alto nivel de realismo, pues permite un ajuste fino en cuanto al tratamiento de objetos, texturas, luces, etc. se refiere (en la Figura 6-5 se ven algunos ejemplos). El realismo que ofrezca un VE es fundamental a la hora de conseguir que éste sea inmersivo. La principal razón para elegir OpenGL ha sido la posibilidad de visualizar el entorno en 3D de una manera sencilla. Además, con las librerías adecuadas puede implementarse con realismo la interacción física entre objetos del VE. Otra de las opciones interesantes de OpenGL es el uso de OpenAL, (*Open AL home page*, 2012). Se trata de una API de sonido para conseguir efectos tridimensionales en el sonido que completa el VE. Sus convenciones y su estilo son similares a los utilizados en OpenGL, por lo que es sencilla su integración. La comunicación entre las aplicaciones en Matlab y el entorno se consigue mediante una conexión TCP entre ambos. A través de ésta, se estableció un sencillo protocolo bidireccional en el que la aplicación en Matlab enviaba comandos de control (acciones del avatar,

pero también condiciones del entorno, por ejemplo) y el entorno OpenGL devolvía regularmente datos relativos a la trayectoria seguida por el avatar, como el tiempo empleado o las colisiones ocurridas.

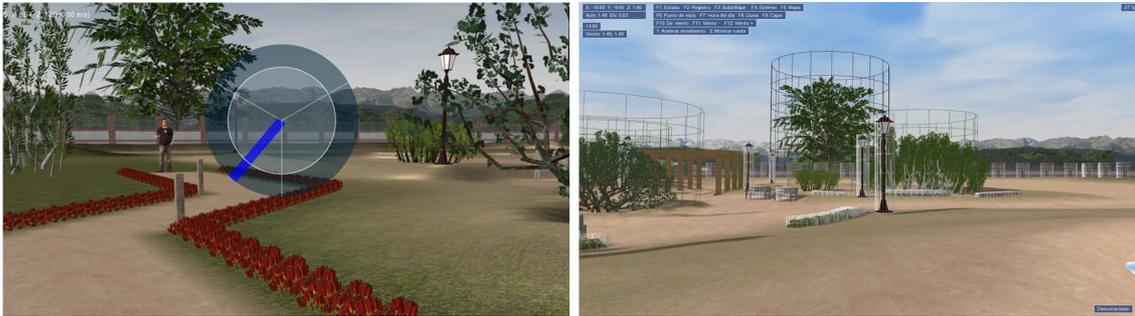


Figura 6-5. Imágenes de dos entornos desarrollados con OpenGL.

- **Microsoft Robotics Studio.** En trabajos paralelos al desarrollado en esta Tesis (aunque en experimentos no incluidos aquí) se trabajó con otros entornos de desarrollo que permitían crear y gestionar VE, como es el caso de Microsoft Robotics Studio. En la Figura 6-6 se puede observar un ejemplo de estos entornos. La comunicación en este caso entre el VE y las aplicaciones de control se hizo mediante una conexión de datos UDP.

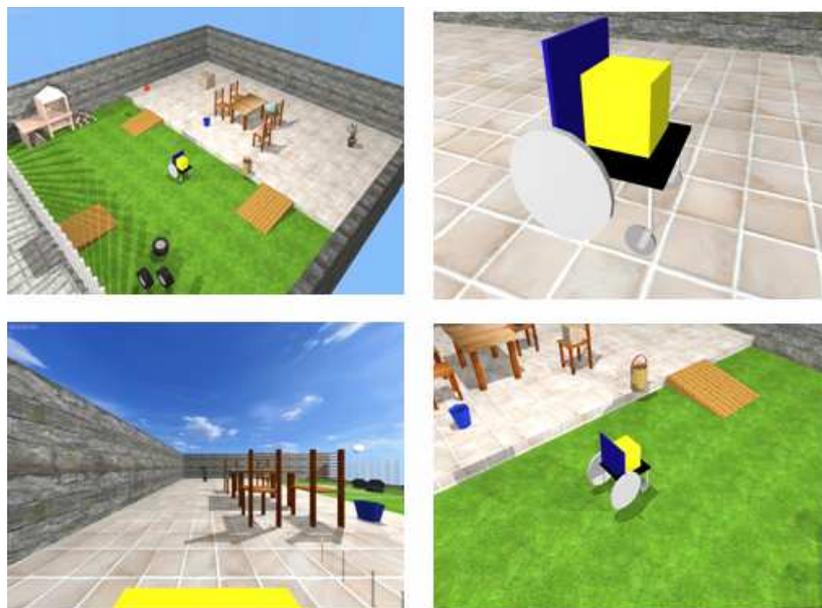


Figura 6-6. Imágenes de un entorno desarrollado con Microsoft Robotics Studio.

En el caso de VE desarrollados con VRML (y uno de los desarrollados en OpenGL) no se usó visión estereoscópica. En otros de los experimentos sí. Para proporcionar un mayor grado de inmersión, los experimentos con los VE creados fueron llevados a cabo en una sala de experimentación especialmente diseñada para la

interacción con sistemas virtuales, que consta de una pantalla de visión estereoscópica de 2.4 x 1.8 metros con retroproyección. El sujeto se situaba a 3 m de distancia. En los casos en que se ofrecía visión estereoscópica, este efecto se conseguía gracias a la incidencia sobre esta pantalla de dos imágenes ligeramente distintas procedentes de dos proyectores; cada uno de estos proyectores iluminaba la pantalla (desde atrás en este caso) con una polarización circular diferente (uno ‘a derechas’ y otro ‘a izquierdas’). El sujeto llevaba puestas unas gafas ligeras con cristales polarizados de modo que cada ojo recibía sólo una de las dos imágenes. La reconstrucción en el cerebro del entorno a partir de las dos imágenes hace que se consiga el efecto tridimensional. Los dos proyectores utilizados eran de la marca EIKI, modelo LC-SXG400.



Figura 6-7. Sujeto delante de la pantalla de proyección.

6.1.3.2 Dispositivos reales

Haciendo de nuevo referencia a la Figura 6-3, se observa que la comunicación con los dispositivos reales desde la aplicación se hace de manera inalámbrica, a través de Bluetooth. Esta tecnología permite establecer fácilmente un enlace serie (puerto COM del ordenador) con los dispositivos, a través del cual se envían los comandos de movimiento y se recibe cierta información sobre el estado del dispositivo (si está en movimiento o no, si ha ocurrido una colisión con otro objeto, distancia recorrida, entre otros).

Aunque en el siguiente capítulo sólo se hablará de un experimento que utiliza un dispositivo real (ePuck), aquí se mencionarán otro par de ellos; uno utilizado en pruebas

previas (Moway) y otro como objetivo final de la investigación que guía esta Tesis (una silla de ruedas motorizada).

Tras haber pasado por pruebas en las que los sujetos demuestran su control en VE, como siguiente objetivo se planteó el que utilizaran esa capacidad para guiar un pequeño robot móvil en un entorno real tipo laberinto. El primero de los dispositivos a probar fue un pequeño robot llamado Moway (*'Moway home page'*, 2012). Éste es un robot móvil diseñado con propósitos educativos con sencillas interfaces de control (Figura 6-8, izquierda). Sin embargo, tras varias pruebas con éste, se decidió utilizar uno mucho más versátil (particularmente, en cuanto al control de movimientos continuos se refería, que con el robot Moway eran muy bruscos): otro robot similar llamado ePuck (*'ePuck home page'*, 2012). Éste ha sido desarrollado en la Escuela Politécnica Federal de Lausana con propósito educativo, orientado a las pruebas de investigación (Figura 6-8, centro). Se trata de un robot de dos ruedas, con forma cilíndrica, programable en sus diferentes movimientos (pudiendo controlar cada rueda independientemente) con ocho sensores infrarrojos en su perímetro programados para parar automáticamente cuando el robot se aproxima a un obstáculo.

El último dispositivo del que se hablará en este apartado es una silla de ruedas motorizada (Figura 6-8, derecha), programada para funcionar de manera análoga al caso anterior del ePuck: control de varios tipos de movimiento a través de comandos generados mediante BCI. Este dispositivo se encuentra todavía en fase de desarrollo, por lo que no se incluyen pruebas con él en esta Tesis.

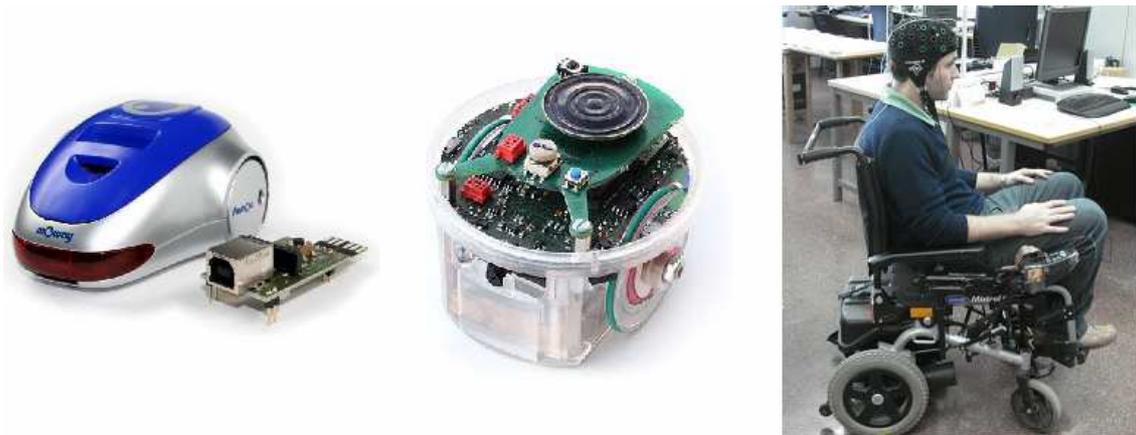


Figura 6-8. Dispositivos reales. De izquierda a derecha: Moway, ePuck y prototipo en desarrollo de la silla de ruedas motorizada.

6.2 PROTOCOLO EXPERIMENTAL

En este apartado se verá la metodología referente a los experimentos. En todos los experimentos se ha seguido un protocolo similar, con el que los experimentos se dividían en dos fases. En la primera fase, llamada fase de ‘entrenamiento inicial’ o ‘calibración’, los sujetos tomaban contacto con un sistema BCI, se calculaban los parámetros necesarios para caracterizarlos y ejecutaban ciertas pruebas de control de sus señales mediante dos tareas mentales. En la segunda fase utilizaban ese control adquirido para interactuar con las interfaces propuestas y navegar en diferentes entornos. Ésta era la fase de ‘navegación’. Cada fase, a su vez, se dividía en varias sesiones.

6.2.1 FASE DE ENTRENAMIENTO INICIAL

En casi todos los casos (salvo en el experimento 1) los sujetos fueron sometidos a dos sesiones iniciales de entrenamiento, una sin y otra con *feedback*. El objetivo de estas sesiones era conseguir una calibración del sistema de modo que se adaptara a cada sujeto. Para poder ofrecer *feedback* a un sujeto, es necesario que el sistema esté adaptado a él, pues hay muchos parámetros que dependen de cada sujeto a la hora de clasificar las tareas mentales. De este modo, antes de que un sujeto observara algún cambio debido a la ejecución de sus tareas mentales, se precisaba de una sesión de captura de datos (sesión sin *feedback*), sin análisis *on-line*, en la que se pedía al sujeto que realizara las tareas mentales que posteriormente le servirían para controlar el sistema. En este caso el sujeto recibía una indicación de parte del sistema que le indicaba cuándo tenía que ejecutar esas tareas, de modo que el sistema recogía información ligándola a cada tarea. Al terminar esta sesión de captura de datos, se analizaban éstos y se caracterizaba al sujeto para la siguiente sesión (sesión con *feedback*), en la que el sistema aplicaba el conocimiento adquirido en la sesión previa para representar de manera gráfica el resultado de la clasificación de una tarea u otra (*feedback*). En la Figura 6-9 se muestra una distribución de las distintas sesiones que componen esta fase.

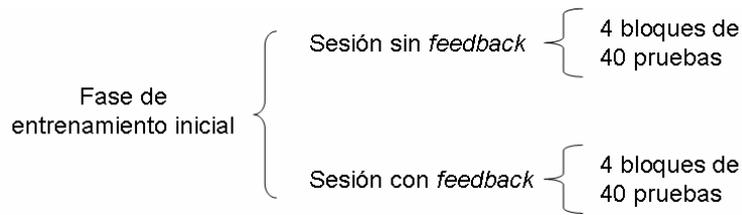


Figura 6-9. Sesiones que componen la fase de entrenamiento inicial.

El paradigma de entrenamiento está basado en el propuesto por el grupo de Graz (Guger et al., 2001), consistente en el control de la longitud de una barra mediante la discriminación de dos tareas mentales basadas en MI, pero adaptado para que sólo una de las tareas sea de MI, siendo la otra tarea a discriminar el estado de reposo. En tres de los experimentos que se verán en el capítulo 7 se utilizó este paradigma (Figura 6-10, izquierda); en el resto se introduce otro cambio significativo: el uso de técnicas de VR desde estas primeras fases de calibración (Figura 6-10, derecha); el uso de estas técnicas ha demostrado mejorar el rendimiento de los sujetos en comparación con el paradigma clásico (Ron-Angevin & Díaz-Estrella, 2009).

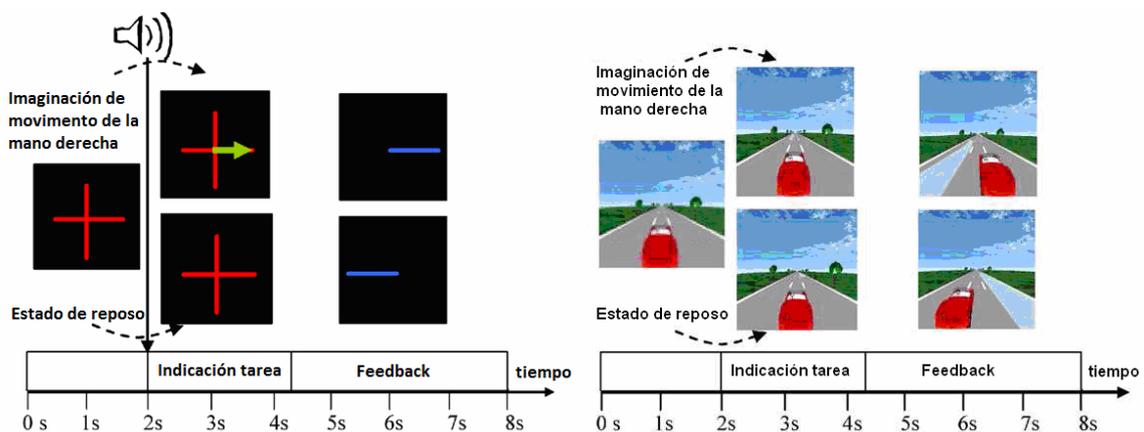


Figura 6-10. Comparación del *feedback* utilizando técnicas clásicas y RV.

6.2.1.1 Sesión sin *Feedback*

Como se ha mencionado, el entrenamiento inicial constaba de dos sesiones. Esta primera sesión sin *feedback* consistía usualmente en 4 bloques de 40 pruebas cada uno. Entre cada bloque el sujeto tenía un periodo de descanso de unos 3 minutos. Las 40 pruebas de cada bloque se dividían aleatoriamente en la ejecución de una de las dos tareas mentales, sea reposo o MI de la mano derecha (el mismo número de ejecuciones de ambos tipos).

La temporización usando las técnicas de VR o el paradigma basado en la barra horizontal era la misma (Figura 6-10); la diferencia entre las sesiones de calibración radicaba sólo en la presentación gráfica.

En el paradigma de la barra, cada prueba comenzaba con dos segundos de periodo de reposo en los que en la pantalla no aparecía indicación. En ese instante, acompañada por un sonido, aparecía la indicación: una flecha apuntando a la derecha para que el sujeto comenzase la tarea de MI; si la tarea a ejecutar era reposo, no aparecía nada en la pantalla. Tras seis segundos en los que el sujeto debía mantener su actividad mental en una de esas dos tareas (MI o reposo) terminaba la prueba, quedando la pantalla en negro para indicar una pausa entre pruebas (entre dos y tres segundos).

En el caso del uso con técnicas de VR, aparecía solamente un coche en el centro de una carretera de tres carriles avanzando, lo que indicaba el reposo inicial. A los dos segundos un charco aparecía en uno de los carriles laterales, indicando al sujeto que debía comenzar con la tarea mental correspondiente: MI de mano derecha (si el charco aparecía a la izquierda) o mantener el reposo (charco a la derecha). El sujeto debía mantener ese estado durante seis segundos, transcurridos los cuales el coche virtual se paraba un tiempo entre dos y tres segundos, que suponían el descanso entre las pruebas.

Los datos obtenidos de esta sesión se analizaron *a posteriori (off-line)* para caracterizar al sujeto y adaptar el sistema a éste. Tras 160 repeticiones (divididas en cuatro bloques) en las que el sujeto realizaba una de las dos tareas mentales especificadas, el sistema podía hacer una estimación de los parámetros que definían el clasificador que minimizaba la tasa de error en la distinción de dichas tareas. Esos parámetros fueron usados posteriormente en las sesiones con *feedback*, en las que se presentaba de algún modo al sujeto el resultado de la clasificación. Los detalles de este análisis *off-line* pueden consultarse en el Apéndice B. Por tanto, los dos parámetros principales que se obtenían de esta fase de entrenamiento fueron:

- ‘Banda de frecuencias’: margen de frecuencias donde el sujeto muestra más diferencias en la actividad cerebral y que minimizan la tasa de error.
- ‘Tasa de error’: mínimo error conseguido en la clasificación en un instante determinado, promediado sobre todas las pruebas de la sesión sin *feedback*.

6.2.1.2 Selección de Sujetos

Convencionalmente, se considera que una tasa de error del 30% en la clasificación de las tareas mentales es el límite máximo que permitiría una comunicación eficiente utilizando un sistema BCI (Kübler et al., 2001). En los experimentos que se describirán más adelante, todos los sujetos se sometían a esta

primera fase de calibración y entrenamiento, pero sólo aquellos sujetos cuya ‘tasa de error’ en la primera sesión (sin *feedback*) fuese inferior al 30% continuaban con la sesión con *feedback* y con la fase de navegación en diferentes entornos. En función del tipo de experimento que se hizo, el análisis a aplicar a los resultados era diferente, y el número de sujetos adecuado para tal experimento, por tanto, también. De este modo, una vez decidido cuántos sujetos se necesitaba que participaran en un experimento, fue aplicado el criterio anterior hasta alcanzar dicho número de sujetos participantes. Aunque este protocolo descrito fue el caso general, en el experimento 1 el criterio del 30% se aplicó a la media de tres sesiones de calibración (una sin y dos con *feedback*).

6.2.1.3 Sesión con *Feedback*

Esta segunda sesión del entrenamiento inicial repetía el paradigma de la anterior y su temporización, salvo que en estas pruebas se proporcionaba *feedback* en función de la clasificación de las señales del sujeto: en el instante $t = 4.25$ s, el coche (o la barra) comenzaba a moverse a derecha o izquierda (ver Figura 6-10), dependiendo del resultado de la clasificación *on-line* de la tarea mental del sujeto según los parámetros fijados tras el análisis de la sesión sin *feedback*. El objetivo de los sujetos era extender la barra en el sentido indicado o mover el coche para esquivar el charco situado en un lado de la carretera. La distancia desplazada en uno u otro sentido dependía de manera directa del resultado de la clasificación ($D(t)$ en el apartado 6.1.2.2), actualizándose cada 31.25 ms. En el apéndice B se explica cómo es el proceso de clasificación basado en LDA: la distancia $D(t)$ del ‘punto’ (determinado por la pareja de coordenadas que supone la potencia de ambos canales) a la recta que divide el espacio en las dos regiones de decisión (ver Figura B-4) se traduce mediante un escalado, a la distancia que afecta al *feedback*.

6.2.2 FASE DE NAVEGACIÓN

Esta fase se divide en dos tipos de sesiones, que quedan reflejados en la Figura 6-11, y se explican en los dos siguientes apartados.

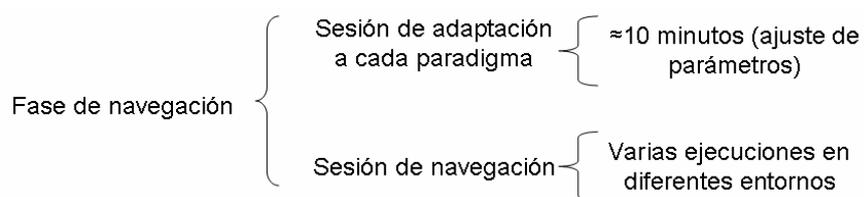


Figura 6-11. Sesiones que componen la fase de navegación.

6.2.2.1 Sesión de Adaptación a cada Paradigma

Tras la fase previa de entrenamiento, los sujetos pasaron a continuación a las sesiones experimentales en las que se evaluaban distintos aspectos del sistema. En los experimentos que se verán en el siguiente capítulo hay distintas interfaces de control, diferentes modos de funcionamiento dentro de cada interfaz, varios entornos de navegación, entre otros cambios. Aunque el control en todos se basaba en la ejecución de las dos tareas mentales mencionadas, era preciso que los sujetos conocieran al detalle cómo se efectuaba el control en cada interfaz, para que la evaluación de las sesiones de navegación no se viera sesgada por el desconocimiento del sujeto. Por esta razón, previamente a la navegación, cada sujeto disponía de varios minutos para adaptarse al entorno, aprendiendo a utilizar la interfaz de control mediante una navegación libre, en la que se le explicaba cómo mapear las dos tareas mentales en varios comandos de control. En éstas, el sujeto disponía del tiempo necesario para sentirse cómodo y plantear al experimentador cualquier duda al respecto de la interfaz o del entorno. Igualmente importante era utilizar estos minutos para ajustar los parámetros de funcionamiento de las interfaces de control, pues había varios parámetros que debían ajustarse de manera personal a cada sujeto (como se verá en los experimentos del capítulo 7).

Tras esta parte, que duraba alrededor de 10 minutos, el sujeto pasaba al resto de sesiones de navegación, en la que se procede a la evaluación de cada experimento.

6.2.2.2 Sesión de Navegación

El objetivo de la Tesis es estudiar diferentes modos de navegación basándose en la realización de las dos mismas tareas mentales. Para ello, varias modalidades de control y varios entornos de navegación se proponen para los diferentes experimentos; los detalles se verán en el siguiente capítulo. En todos ellos se realizaba un mapeo de las dos tareas mentales con las que se realizaba el control, a tres o cuatro comandos de navegación. En estos experimentos se repetía un esquema parecido: tras una sesión de adaptación al paradigma (apartado anterior), se le pedía al sujeto que cumpliera un objetivo concreto en el entorno propuesto, que podía ser encontrar el camino más corto para alcanzar un objetivo, completar un laberinto lo más rápidamente posible, usar el mínimo número de comandos, etc. Con los experimentos que se presentarán, no sólo se intenta demostrar la viabilidad del paradigma de control, también se están probando diferentes entornos de navegación, virtuales y reales. Dado que el objetivo final de la

investigación en la que se enmarca esta Tesis es conseguir el control mediante un sistema BCI de una silla de ruedas, es preciso ir comprobando paso a paso, en un entorno seguro, que los sujetos son capaces de mantener el control del sistema en las diferentes condiciones.

6.2.2.3 Evaluación de Resultados

Aunque, como se ha mencionado, los experimentos serán sensiblemente diferentes, los parámetros que se han medido para realizar la evaluación de los resultados son básicamente los mismos, pues las tareas encomendadas tenían todas en común el alcanzar una meta dentro del entorno. Así, estos parámetros están relacionados con la ejecución del camino: ‘tiempo empleado’ en completar el camino, ‘número de comandos’ utilizados, cantidad de ‘colisiones’ (choques del sujeto con los bordes del camino marcado). Al margen de estos tres mencionados (a los que se les da mayor importancia), se medirán y evaluarán otros que, si bien no definen concretamente los resultados del experimento, sí servirán para conseguir información respecto al uso que dan los sujetos del paradigma, como son el tiempo de transición desde el estado de NC al de IC (ver apartado 4.1.1.2) o los tiempos de selección de cada comando. De todos estos parámetros se obtendrán diversos valores estadísticos, como el valor medio, la desviación típica, la significatividad estadística de éstos en relación a otros, etc. Para ello, se hará uso del programa de análisis estadístico SPSS (Pardo & Ruiz, 2005).

En los diferentes estudios que se detallarán en el siguiente capítulo se verá que el objetivo de cada uno de los experimentos también es diferente: mientras en unos se trata de comprobar la usabilidad de una interfaz de control, en otros se busca comparar dos versiones de ésta, o se intenta aplicar la misma en distintos entornos de navegación. Es por esto que el número de sujetos en cada experimento varía y el tipo de análisis es diferente (Cohen, 1988):

- Para comparar dos paradigmas se recurrirá a un análisis inter-grupos con un elevado número de sujetos en cada grupo, en el que cada grupo evalúa una condición (Fisher, 1935). Al ser grupos relativamente grandes, es posible comparar los valores medios de los resultados, aplicando una prueba ‘*t* de Student’ para buscar significatividad estadística en las diferencias. Esta prueba sobre muestras independientes se usa para comparar la media en una variable entre dos grupos independientes de sujetos. En caso de que el número de sujetos de los

grupos independientes no sea lo suficientemente elevado, se utilizará otro análisis: la prueba ‘*U* de Mann-Whitney’. Ésta es una prueba no paramétrica que compara la puntuación obtenida en la variable (cuantitativa) dependiente de dos grupos independientes cuando el número de sujetos por grupo sea muy pequeño (entre otros casos).

- En el caso de que se busque comprobar la utilidad o la usabilidad de un aspecto concreto, o comprobar cómo los sujetos se adaptan al uso de una interfaz, se ha recurrido a un análisis intra-grupos o a un estudio de caso único (Gentile et al., 1972). Se trata de ver la evolución de un mismo sujeto (o grupo) durante el experimento, y cómo cambian los resultados al pasar por diferentes fases del experimento, llamado de ‘medidas repetidas’. En estos casos, se utiliza la prueba ‘*t* para muestras relacionadas’, que evalúa si existen diferencias estadísticamente significativas entre la media de dos condiciones en situaciones intra-sujeto (el mismo sujeto en distintos entornos). Su aplicación, por tanto, es adecuada para los datos provenientes de los diseños de medidas repetidas, donde se evalúa la misma variable dependiente en distintas fases. Si el número de sujetos no es lo bastante alto como para aplicar la prueba anterior, se utiliza la prueba de ‘Wilcoxon’ (compara la distribución de rangos en dos condiciones relacionadas).

7 EXPERIMENTOS Y RESULTADOS

En este capítulo se van a describir en detalle los experimentos que se han llevado a cabo para comprobar la usabilidad del sistema BCI propuesto. Ya se ha explicado en el capítulo 5 cómo los objetivos de la presente Tesis pasan por desarrollar un sistema BCI asíncrono que permita el control final de una silla de ruedas robotizada. Para ello, en los experimentos se analizarán en varios pasos sucesivos ciertos cambios propuestos en el paradigma de control y en los VE de entrenamiento para terminar probando el sistema con un dispositivo real. Cada apartado de los que aparecen a continuación corresponde a un experimento concreto de los realizados.

Los experimentos son los siguientes, cuyas características se resumen en la Tabla 7-1:

Exp.	Sincronía	Movimientos	Interfaz	Entorno	Comandos
1	Síncrono	Discretos	Visual	Virtual (OpenGL)	4
2	Asíncrono	Discretos	Visual	Virtual (VRML)	3
3	Asíncrono	Continuos	Visual	Virtual (VRML)	3
4	Asíncrono	Continuos/Switch	Visual y Auditiva	Virtual (OpenGL)	3
5	Asíncrono	Continuos	Visual y Auditiva Auditiva	Virtual (OpenGL)	3
6	Asíncrono	Discretos Continuos	Visual y Auditiva Auditiva	Virtual (OpenGL) Real (ePuck)	4

Tabla 7-1. Características de los experimentos.

- Experimento 1: Sistema BCI síncrono de dos clases para navegar en VE.
- Experimento 2: Sistema BCI asíncrono de dos clases para navegar en VE con movimientos discretos.
- Experimento 3: Sistema BCI asíncrono de dos clases para navegar en VE con movimientos continuos.
- Experimento 4: Comparación de dos paradigmas para navegar en VE con movimientos continuos.
- Experimento 5: Interfaz auditivo aplicado a un sistema BCI asíncrono de dos clases para navegar en VE con movimientos continuos.

- Experimento 6: Interfaz auditivo aplicado a un sistema BCI asíncrono de dos clases para navegar en entornos virtuales y reales con movimientos continuos.

7.1 EXPERIMENTO 1

7.1.1 INTRODUCCIÓN

Tanto en la Introducción como en el capítulo de Objetivos, se ha explicado que la línea de investigación de nuestro grupo persigue mejorar tanto la interfaz de control como el sistema de entrenamiento de un sistema BCI para controlar una silla de ruedas. En esta primera prueba se trataba de plantear un paradigma de control de navegación en el que el sujeto pudiese moverse en cuatro direcciones, utilizando para ello solamente dos tareas mentales.

Los sistemas BCI presentados en el capítulo 4 (Estado de la Técnica) no cumplen simultáneamente el objetivo buscado de conseguir la máxima versatilidad en el movimiento (varios comandos de navegación) junto con la mayor certeza en la clasificación de las tareas mentales (reducir al mínimo posible las tareas mentales a clasificar).

En el estudio de Leeb (Leeb et al., 2005), los sujetos tenían que imaginar movimientos de la mano izquierda o derecha para girar a un lado u otro. En un trabajo de Pfurtscheller (G. Pfurtscheller et al., 2006), se utilizaba una tarea mental de MI de pie y otra de mano derecha para avanzar y retroceder por una calle virtual. Este estudio se considera síncrono, pues en determinados instantes de tiempo se le proponía al sujeto una tarea mental (MI de mano o pie) a llevar a cabo para ejecutar una de las dos posibilidades de movimiento. En otro trabajo de Leeb (Leeb et al., 2007a), un sujeto tetraplégico controlaba un sistema asíncrono mediante MI de pie. El movimiento que se conseguía era solamente en una dirección, la de avance mientras la tarea mental era llevada a cabo. De este modo, se controlaba la extensión del movimiento.

En los trabajos mencionados, los sujetos no podían determinar libremente la dirección a seguir, pues las pocas tareas mentales utilizadas (y el hecho de ligar cada una a un tipo de movimiento) restaba movilidad al sistema. Así, en la mayoría de los sistemas en los que sólo se disponía de dos tareas mentales a clasificar, únicamente dos comandos de navegación eran comúnmente propuestos. Si se piensa en utilizar estos paradigmas de control en un entorno libre, rápidamente quedan obsoletos por la falta de

libertad a la hora de elegir la dirección a seguir. Siguiendo con trabajos del mismo grupo, en (Leeb et al., 2007c) se presentó un sistema en el que usando dos tareas mentales se permitía la elección entre tres comandos de navegación. De entre los tres posibles comandos, sólo dos de ellos estaban disponibles en cada esquina de un apartamento virtual (nunca se presentaban las tres opciones de movimiento simultáneamente). Así, no supone un cambio significativo respecto a los trabajos anteriores, pues en cada situación, el sujeto elegía entre dos opciones con dos tareas de MI.

Una posible manera de aumentar el número de comandos de navegación es mediante la inclusión de más tareas mentales. En el caso de (Scherer et al., 2008), se proponían tres tareas mentales asociadas a sendos comandos de navegación. Gracias a la acción de dos clasificadores, el sistema podía discriminar entre las tres posibles tareas mentales y un estado de ‘no-control’, consiguiendo así un sistema asíncrono. Aunque incrementar el número de tareas mentales es una opción para mejorar la versatilidad del sistema en cuanto a navegación, es preciso tener en cuenta que varios estudios (Kronegg et al., 2007; Obermaier et al., 2001)) indican que aumentar el número de tareas mentales disminuye la precisión en la clasificación de éstas. Estos estudios sugieren que el número óptimo de tareas mentales en relación a la transferencia de información es tres; sin embargo, la mayor exactitud (mínimo error) en la clasificación se obtiene cuando sólo dos tareas son discriminadas.

Ya se ha mencionado entre los objetivos de la Tesis que se busca un sistema que finalmente permita el control de una silla de ruedas real, en entornos reales. Por tanto, en estas condiciones es de primordial importancia atender a la exactitud en la clasificación, pues la ejecución de un comando erróneo puede dar lugar a situaciones peligrosas.

7.1.2 DESCRIPCIÓN DEL PARADIGMA

En esta primera aproximación se propuso un sistema BCI que permitía la navegación con cuatro comandos: ‘avance’, ‘giro a la izquierda’, ‘giro a la derecha’ y ‘retroceso’ (giro de 180° y avance). Estos cuatro comandos debían ser elegidos mediante una acción por parte del sujeto basada en la elección de una de entre dos tareas mentales. Este ‘mapeo’ de dos tareas mentales en cuatro comandos puede conseguirse de varios modos; en aquéllos basados en una decisión en árbol (p. ej. (Obermaier et al.,

2003)) el número de pasos necesarios para elegir un comando aumenta con el número de opciones propuestas, lo que aumenta la probabilidad de cometer un error por la acumulación de pasos. En cambio, el paradigma propuesto en este experimento se basaba en el diseño usado en ‘Hex-O-Spell’ (Blankertz et al., 2006), del grupo BBCI (Berlin Brain-Computer Interface). En el paradigma propuesto, los cuatro comandos estaban dispuestos alrededor de un círculo, mientras que una barra girando en el centro de éste apuntaba en cada instante a uno solo de estos comandos. El sujeto, mediante las dos tareas mentales, controlaba la extensión de dicha barra para seleccionar el comando deseado. La elección de los comandos sólo era posible en determinados puntos de un circuito virtual, por lo que se trataba de un sistema síncrono (el sujeto no podía decidir cuándo interactuar y cuándo no con el sistema).

En este experimento se proponía un grupo de pasillos en un VE con diferentes cruces entre ellos creando una especie de laberinto con una sola entrada y una sola salida. En la Figura 7-1 puede observarse la distribución de pasillos de dicho laberinto.

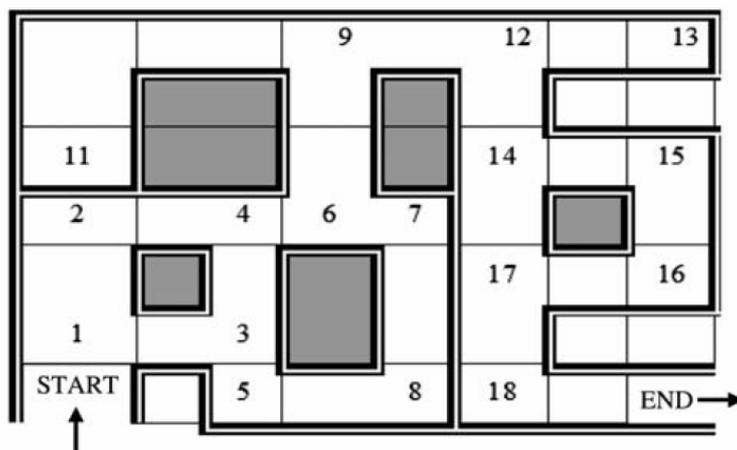


Figura 7-1. Laberinto en perspectiva cenital. Los números corresponden a los cruces de los pasillos.

El sujeto empezaba en la posición *start* y tenía como objetivo realizar un número dado de decisiones correctas solicitadas por un operador mientras se movía por el entorno (se explica más adelante). El sistema permitía navegar a través del entorno de modo que en cada encrucijada el sujeto podía elegir la dirección a seguir. Una vez hecha la elección, el sistema guiaba al sujeto hasta el siguiente cruce. Los cruces entre los que los sujetos se podían mover están marcados con números en la Figura 7-1. En todo momento, el punto de vista del movimiento es ‘en primera persona’ (Figura 7-2A), de modo que aumente la sensación de inmersión en el VE. Al llegar a cada nuevo cruce, aparecía en la pantalla una interfaz gráfica de control que permitía la elección de uno de

entre cuatro comandos (Figura 7-2B). La interfaz gráfica consistía en un círculo dividido en cuatro cuadrantes (indicados por cuatro triángulos verdes que apuntan a cuatro direcciones). Los comandos posibles eran moverse hacia adelante, girar a derecha, moverse hacia atrás y girar a la izquierda. Tras llegar a un cruce y aparecer la interfaz, el sujeto disponía de dos segundos para prepararse antes de que comenzara el periodo de decisión. Al empezar ese periodo, la barra central comenzaba a girar (Figura 7-2B) en el sentido de las agujas del reloj a una velocidad fija (se completaba una vuelta en 11.25 s) y a extenderse de acuerdo a la tarea mental llevada a cabo por el sujeto.

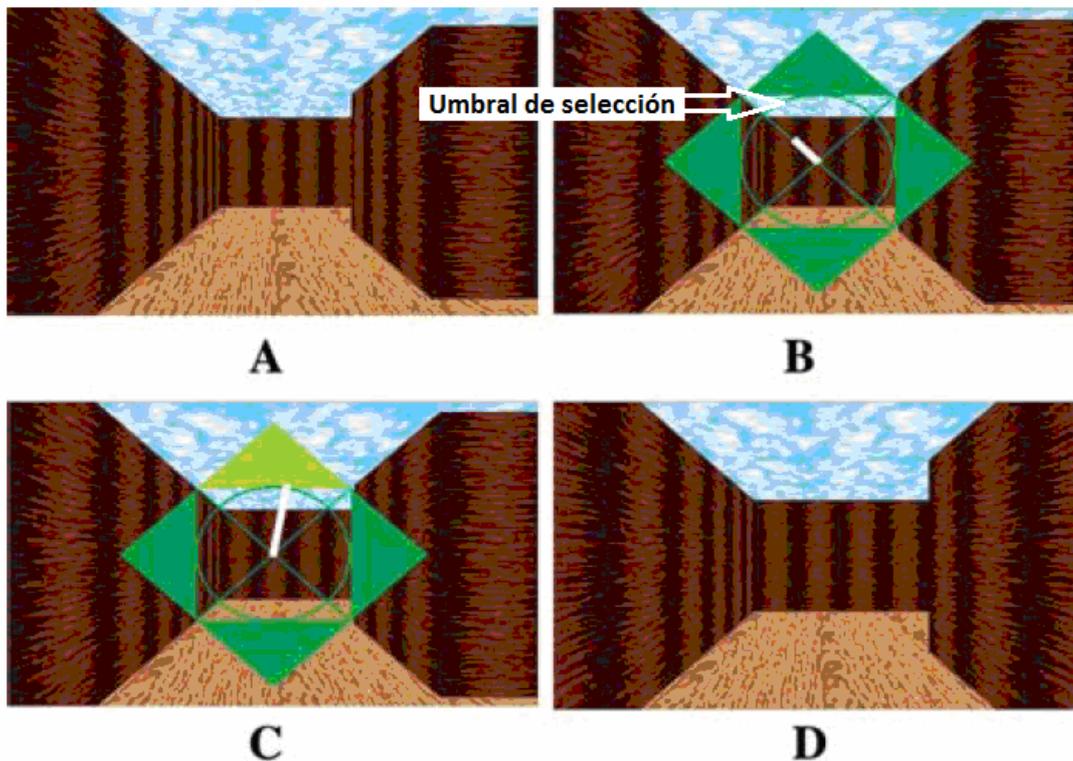


Figura 7-2. Diferentes escenas del VE. (A) Vista del laberinto desde la posición inicial. (B) En cada cruce se ofrece una interfaz gráfica consistente en un círculo dividido en cuatro cuadrantes (cada uno asignado a un comando de navegación) con una barra en el centro. (C) La barra comienza a girar (apuntando a los diferentes comandos) automáticamente y su extensión se calcula en tiempo real según la clasificación de la tarea mental. (D) Una vez que se elige un comando, el sistema guía al sujeto al siguiente cruce.

De un modo similar a lo descrito en el entrenamiento inicial en cuanto al desplazamiento del coche a derecha o izquierda (apartado 6.2.1), el resultado en tiempo real (calculado cada 31.25 ms) del clasificador LDA determinaba la longitud de la barra: i) cuando el clasificador determinaba que la tarea era ‘reposo’, la barra se mantenía en su mínima extensión; ii) cuando la tarea clasificada era ‘MI de mano derecha’ el resultado de la clasificación se traducía en una extensión de la barra. Cuando la longitud de la barra era tal que alcanzaba el límite del círculo exterior (sea este parámetro el

‘umbral de selección’), el movimiento rotatorio se paraba y el color verde del cuadrante correspondiente se cambiaba a amarillo, indicando al sujeto que la opción de movimiento apuntada estaba siendo preseleccionada (Figura 7-2C). Para conseguir elegir un comando, el sujeto debía mantener una opción preseleccionada (es decir, con la barra sobre el ‘umbral de selección’) durante cierto tiempo llamado ‘tiempo de selección’ (parámetro configurable en la sesión de adaptación). Sin embargo, si la tarea mental de MI de mano derecha no se mantenía durante el tiempo necesario (bajando la barra del ‘umbral de selección’), la opción dejaba de estar preseleccionada y la barra retomaba su movimiento giratorio sin que la opción resultase elegida. En caso de seleccionar una opción, la interfaz gráfica desaparecía y el sujeto continuaba el movimiento automáticamente hasta el siguiente cruce según la opción elegida. La duración del ‘tiempo de selección’ era el único parámetro configurable para cada sujeto, ajustándose en función de su habilidad para mantener activa la tarea mental solicitada.

7.1.3 METODOLOGÍA

Un total de 15 sujetos sin experiencia previa participaron en el estudio (12 varones, 3 mujeres, todos diestros, edad media 23.33).

En cuanto a la captura de señales, se utilizó un amplificador de 4 canales Coulborn V75-08 y una tarjeta de adquisición de datos a 128 Hz de 12 bits de resolución DAQCard 6025E (National Instruments).

Toda la aplicación fue desarrollada usando Visual C++; para la creación, animación y visualización del VE se utilizó OpenGL.

Respecto al procesado de señal, tanto *off-line* como *on-line*, se usó lo descrito en el correspondiente apartado (6.1.2) y en el apéndice B.

Respecto a la fase de entrenamiento inicial, en el apartado 6.2.1 se detallaron dos modos muy similares de calibrar el sistema y entrenar al sujeto, diferenciados sólo por el uso o no de técnicas de VR. En el caso de este experimento, se trataba del primer sistema descrito, el que se basaba en el control de la extensión de una barra horizontal a derecha o izquierda gracias a dos tareas mentales (Figura 6-10, izquierda). La fase de entrenamiento para estos sujetos fue un poco más larga de lo mencionado en el apartado 6.2.1, ya que los sujetos participaron en una sesión sin *feedback* seguida de dos sesiones con *feedback* (a diferencia del resto de experimentos, que sólo ejecutaron una sesión con *feedback*).

Para la fase de navegación, cada sujeto participó en una primera sesión de adaptación de unos 10 minutos de duración y su objetivo era que los sujetos se familiarizaran con el VE (apartado 6.2.2) navegando libremente por él. Tras ello, participaron en la sesión de navegación, consistente en tres ejecuciones en las que un operador indicaba verbalmente al sujeto qué decisión debía tomar en cada cruce hasta alcanzar veinte cruces. En la Figura 7-3 se muestran las sesiones que componen esta fase de navegación. Las indicaciones de movimiento no tenían por qué coincidir con una trayectoria que llevara al sujeto fuera del laberinto, pues éstas consistían en cinco opciones de cada comando distribuidas aleatoriamente. Siguiendo una propuesta de Leeb (Leeb et al., 2007c), el error en la decisión se calculó como la división del número de errores entre el total de decisiones.

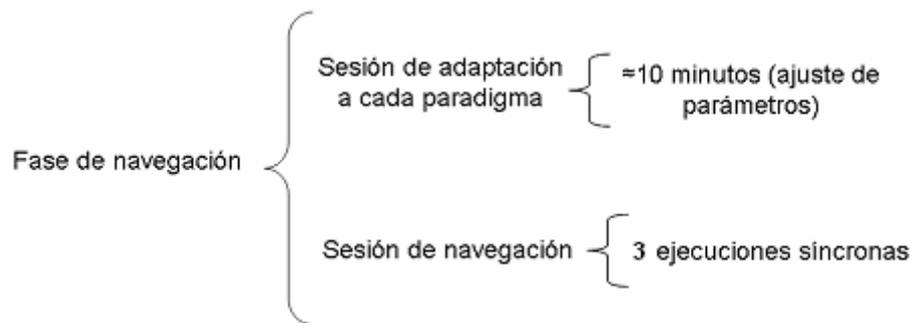


Figura 7-3. Sesiones que componen la fase de navegación del experimento 1.

7.1.4 RESULTADOS Y DISCUSIÓN

7.1.4.1 Fase de Entrenamiento Inicial

En esta fase se muestran los resultados (Tabla 7-2.) para los dos parámetros mencionados en el apartado 6.2.1.1: las ‘bandas de frecuencias’ reactivas y la ‘tasa de error’ de clasificación de cada sujeto. Como se ha dicho en el apartado anterior, los sujetos de este experimento participaron en dos sesiones con *feedback*. En la Tabla 7-2. se muestra la ‘tasa de error’ promediada sobre las tres sesiones de esta fase. Por varias razones, dos sujetos (S1 y S2) no terminaron la fase de entrenamiento inicial; el resto de los sujetos (S3-S15), se han ordenado según su ‘tasa de error’. Con estos resultados, se divide el número de sujetos en dos grupos fijando un umbral en dicho rendimiento. Se considera, por un lado, el primer grupo que no demuestra control suficiente: aquellos sujetos cuya media de mínimo error se encuentra por encima del 30% (S3-S7). Las tasas de error de estos sujetos son altas, lo que demuestra una falta de control de las señales EEG. Dado que el objetivo del experimento era probar un nuevo sistema de control BCI para navegar en un VE, se decidió que estos sujetos no participaran en la fase de

navegación del experimento. El resto de los sujetos, S8-15, consiguió mantener la tasa de error por debajo del 30% en la mayoría de las ejecuciones; fueron estos ocho sujetos los que completaron la última fase del experimento. El caso del sujeto S8, cuya ‘tasa de error’ era de 30.6%, se incluyó por estar cerca del límite del 30% y porque en las dos primeras sesiones consiguió bajar de dicho margen.

Sujeto	Tasa de Error (%)	Banda de frecuencias (Hz)
S1		8-13
S2		21-25
S3	38.7	9-14
S4	37.9	8-13
S5	37.7	7-10
S6	35,2	8-12
S7	35.4	20-25
S8	30.6	10-13
S9	29.3	9-14
S10	28.7	8-12
S11	28.3	14-17
S12	27	8-11
S13	23.3	10-12
S14	18.5	10-13
S15	16.8	10-14
Media ± SD	29.8 ± 2.4	(10.6±2.3)–(14.5±2.5)

Tabla 7-2. Resultados de la clasificación y bandas de frecuencias en la fase de entrenamiento del experimento 1, promediados sobre las tres sesiones. Para cada sujeto se obtiene la ‘tasa de error’. Se muestra también la ‘banda de frecuencia’ donde el sujeto mostraba más diferencia entre clases. Los sujetos S3-S15 se han ordenado en función de su rendimiento (los últimos sujetos tienen la tasa de error menor).

7.1.4.2 Fase de Navegación

En cuanto a la fase de navegación, hubo tres ejecuciones en el VE. Los resultados se presentan en la Tabla 7-3. En dicha tabla se presenta el número de decisiones correctas para cada sujeto y ejecución. Los comandos ‘avance’, ‘derecha’, ‘izquierda’ y ‘retroceso’ están representados por las letras ‘A’, ‘D’, ‘I’ y ‘R’, respectivamente en las columnas de comandos. El número entre paréntesis indica el número de giros adicionales que dio la barra para seleccionar el comando, cuando no se hizo en la primera vuelta. Para cada comando de navegación y sujeto, se presenta la media del error (número de decisiones incorrectas sobre 15, tras las tres ejecuciones) en

las filas ‘ErrPro(%)’. La columna ‘Error(%)’ indica el porcentaje de selecciones erróneas respecto al total (no por tipo de comando) tanto por ejecución, como promediado sobre las tres ejecuciones.

Sujeto	Ej.	Comandos				Error (%)
		A	D	I	R	
S8	1	4	3	5	4	20
	2	4	5	3	4	20
	3	5	5	4	5	5
ErrPro(%)	-	13.3	13.3	20	13.3	15
Tiempo(s)	-	2.3±0.8 (2.3±0.8)	5.8±0.5 (5.8±0.5)	11.4±0.6 (11.4±0.6)	8.8±0.6 (8.8±0.6)	-
S9	1	4 (2)	4	3	3	30
	2	2	3	3	0	55
	3	4	3 (1)	2	4 (1)	35
ErrPro(%)	-	26.6	33.3	46.6	53.3	40
Tiempo(s)	-	2.7±0.7 (5±5)	5.7±0.7 (6.7±2.4)	11±0.5 (11±0.5)	7.8±0.4 (9.9±5.1)	-
S10	1	3	2	2	2	55
	2	5 (1)	4 (1, 2, 2)	3	2	30
	3	5 (1,1)	4 (1, 1)	3	4	20
ErrPro(%)	-	13.3	33.3	46.6	46.6	35
Tiempo(s)	-	2.8±0.6 (5.8±3.5)	6.1±1.1 (14.1±6.9)	11±1 (11±1)	8.5±0.3 (8.5±0.3)	-
S11	1	3	2 (1)	1	2	60
	2	4 (1, 1)	5	4	2 (1)	25
	3	4 (1)	4 (2)	4 (1)	4	20
ErrPro(%)	-	26.6	26.6	40	46.6	35
Tiempo(s)	-	2.1±0.5 (4.9±3.2)	5.5±0.8 (8.6±4.8)	11.6±0.5 (12.8±2.7)	8.6±0.9 (10.1±3.6)	-
S12	1	4 (2)	3 (1)	4	4 (1)	25
	2	4	5 (1)	4 (1)	4 (1)	15
	3	5 (1, 1, 1)	3	5 (1, 2)	4 (1, 1)	15
ErrPro(%)	-	13.3	26.6	13.3	20	18.3
Tiempo(s)	-	2.4±1.0 (6.9±4.7)	5.1±0.6 (7±2.9)	10.4±0.5 (14.1±4.5)	8.7±0.4 (12.8±4)	-
S13	1	4 (2)	3	4 (1)	4 (2)	25
	2	5	5	4	3	15
	3	3	5	5	5	10
ErrPro(%)	-	20	20	6.6	20	16.6
Tiempo(s)	-	2.5±0.9 (4.5±4.5)	5.5±0.4 (5.5±0.4)	10.9±0.5 (12±2.3)	8.2±0.4 (10.4±5)	-
S14	1	3	3	5 (1)	4	25
	2	5 (1)	4 (1)	5 (1)	4	10
	3	4	5	5	4	10
ErrPro(%)	-	20	20	0	20	15
Tiempo(s)	-	1.8±0.5 (3.1±3.1)	5.8±0.5 (6.7±2)	11.5±0.6 (14.9±5.3)	9.2±0.2 (9.2±0.2)	-
S15	1	5	5	4	4	10
	2	5 (1)	4 (1)	4	5 (1)	10
	3	4 (2)	2 (2)	4	5	25
ErrPro(%)	-	6.6	26.6	20	6.6	15
Tiempo(s)	-	2.9±0.8 (5.6±4.3)	5.2±0.6 (8.9±5.1)	11.2±0.8 (11.2±0.8)	8.5±0.6 (9.6±2.4)	-
Todos	-	99	91	90	86	-
ErrPro(%)	-	17.5	24.1	25	27.2	23.7
Tiempo(s)	-	2.5±0.2 (4.9±1.2)	5.6±0.2 (7.8±1.2)	11.1±0.2 (12.3±0.9)	8.6±0.1 (9.9±0.9)	-

Tabla 7-3. Resultados de la fase de navegación del experimento 1. Para cada sujeto, ejecución y tipo de comando, se presenta el número de aciertos; junto a estos, entre paréntesis, se indica el número de vueltas adicionales que dio la barra para elegir cada comando. Bajo cada sujeto aparece el porcentaje de decisiones incorrectas por comando, ‘ErrPro(%)’, y el tiempo medio necesario para elegir cada comando, ‘Tiempo(s)’. Este tiempo medio aparece sin paréntesis al calcularse excluyendo las selecciones que necesitaron más de un giro de la barra; entre paréntesis está el tiempo calculado incluyendo todas las selecciones correctas. La columna ‘Error(%)’ muestra el porcentaje de decisiones erróneas teniendo en cuenta los cuatro tipos de comandos.

De los ocho sujetos que en la primera fase habían obtenido mejores resultados, tres de ellos obtuvieron resultados de navegación que se pueden catalogar de mediocres

(40%, 35% y 35% como media en la columna ‘Error(%)’ para los sujetos S9, S10 y S11, respectivamente). Los otros seis sujetos consiguieron mantener el número de errores por debajo del 18.3%. Todos los sujetos, salvo S15 (que partía de una tasa de error de sólo el 10% en la primera ejecución), mejoraron su rendimiento a lo largo de las tres ejecuciones. Los porcentajes de error por ejecución se mantuvieron entre el 5% (S8) y el 60% (S11), con una media de 23.7%.

Sólo un sujeto, S8, consiguió seleccionar todos los comandos en la primera vuelta de la barra; el resto necesitó en algún momento esperar giros adicionales. En total, de 266 decisiones correctas, 320 se tomaron con el primer giro (87.4%), 36 necesitaron un giro extra (9.8%) y 10 se alcanzaron tras dos giros (2.7%).

Es preciso mencionar que el porcentaje de error para el comando ‘avance’ es ligeramente menor (17.5%) que para los otros tres (24.1%, 24% y 27.2%); esto puede deberse a la posición que el comando ocupa en la interfaz gráfica, pues es el primer comando disponible cuando la barra comienza a girar después de que el sujeto se haya movido a cada cruce del camino.

El tiempo medio requerido para cada comando también se muestra en la Tabla 7-3 (‘Tiempo(s)’); éste incluye el ‘tiempo de selección’ específico de cada sujeto (de media, 0.8 s).

En relación a los tiempos medios, los datos que se ofrecen entre paréntesis se han calculado incluyendo todas las decisiones correctas, mientras que los que aparecen sin paréntesis no contemplan las selecciones que necesitaron al menos un giro adicional. Si sólo se tienen en cuenta los resultados sin giro adicional, el tiempo medio para cada comando se acerca al límite teórico (el tiempo que tardaría la barra en pasar por cada comando si no se superase el ‘umbral de selección’, parándola), que sería para cada comando (excluyendo el tiempo de selección): 0-2.81 s, 2.84-5.62 s, 5.65-8.43 s y 8.46-11.25 s, para los comandos ‘avance’, ‘derecha’, ‘retroceso’ e ‘izquierda’, respectivamente. Por último, el tiempo medio incluyendo todas las decisiones correctas (valor entre paréntesis) no sube excesivamente respecto al valor anterior, ya que la mayoría de dichas decisiones (87.4%) se tomaron en la primera vuelta.

7.1.4.3 Conclusiones

El paradigma de entrenamiento usado se basó en la extensión de una barra a izquierda o derecha acorde a la ejecución de la tarea mental de imaginación de mano derecha o reposo, respectivamente, siendo el mismo tipo de control el requerido para

utilizar la interfaz gráfica en la fase de navegación en el momento de elegir entre los diferentes comandos de navegación. Era importante ajustar todos los parámetros y adaptarlos a cada sujeto para garantizar la máxima eficacia del sistema. El parámetro más importante era la duración del ‘tiempo de selección’, ya que la velocidad de rotación de la barra, a pesar de ser configurable, se dejó fija para todos los sujetos. Podría ser interesante aplicar variaciones a este último parámetro, pues sujetos con mejor control podrían sentirse cómodos con más velocidad de giro, al no tener que esperar más de lo necesario para seleccionar comandos.

Los resultados de este estudio sugieren que es posible navegar libremente en un VE mediante el control de sólo dos tareas mentales. En total, trece sujetos sin experiencia previa en BCI participaron en la fase de entrenamiento inicial de los experimentos (tres sesiones). De ellos, ocho sujetos consiguieron navegar a través de un laberinto discriminando entre la imaginación del movimiento de la mano derecha y el estado de reposo, mejorando su rendimiento con cada ejecución (excepto S15).

Tal como se planteó el paradigma, ocurría que algunas veces los sujetos alcanzaban el ‘umbral de selección’; sin embargo, debido a una falta momentánea de control sobre las señales EEG, la barra se acortaba, reseteando el tiempo acumulado para dicha selección. Así, se planteó la posibilidad de incluir un nuevo parámetro temporal que sería el tiempo que la barra podría estar debajo del ‘umbral de selección’ sin que se resetee el tiempo acumulado (‘tiempo de reset’).

La barra giraba automáticamente en el sentido de las agujas del reloj mientras ésta no superase el ‘umbral de selección’. En varias ocasiones, se observó que los sujetos realizaban la tarea mental para extender la barra, pero ésta se quedaba muy cerca del umbral sin alcanzarlo; en estos casos, la barra continuaba su giro hasta salir del cuadrante correspondiente, causando que el sujeto tuviese que esperar una vuelta extra para elegir el mismo comando. En este sentido, otra mejora interesante que podría aplicarse sería detener la rotación de la barra cuando se detectara que el sujeto estuviese llevando a cabo la tarea mental, aunque ésta no fuese discriminada con la suficiente claridad como para extender la barra hasta el límite; en otras palabras, se le daría al sujeto la oportunidad de disponer de más tiempo para elegir un comando, al establecer un ‘umbral de parada’ a partir del cual la barra detuviera su rotación.

El estudio aquí presentado era un primer paso en la dirección que lleva al objetivo final de esta Tesis, con lo que muchas mejoras eran posibles; sin embargo, aun considerando estos resultados preliminares, se deduce que el sistema BCI utilizado

puede ser un método factible para aumentar el número de comandos de navegación sin que ello perjudique la exactitud en la clasificación (que podría bajar en caso de discriminar entre más de dos tareas mentales). Esta precisión en la clasificación es fundamental en ciertas aplicaciones, como es el caso del control de una silla de ruedas.

Esta primera aproximación al paradigma de control buscado funciona de un modo síncrono, como se ha dicho; se verá que la siguiente evolución del paradigma, descrita en el próximo experimento, incluye el modo de control asíncrono.

Los datos relacionados con este experimento dieron lugar a una publicación en una revista científica, (Ron-Angevin et al., 2009).

7.2 EXPERIMENTO 2

7.2.1 INTRODUCCIÓN

En el experimento 1 se ha descrito la primera aproximación a un sistema de navegación libre basado en la clasificación de dos tareas mentales, se ha visto su posible usabilidad y se han señalado varios de sus inconvenientes. En este segundo experimento se buscaba adaptar el paradigma de modo que diera lugar a un sistema asíncrono (ver el apartado 3.2.1 para la descripción, y el apartado 4.1.1.2 para una revisión del estado de la técnica), en el que el sujeto fuese quien tomara la iniciativa en la interacción. En el experimento previo se ha visto que los sujetos podían moverse de un cruce de caminos a otro y sólo cuando se había alcanzado el siguiente podía elegirse de modo síncrono un nuevo comando. En este nuevo experimento, en cambio, el sistema daba soporte a un modo de control asíncrono, como se verá en el siguiente apartado.

7.2.2 DESCRIPCIÓN DEL PARADIGMA

El VE creado consistió en un parque por el que los sujetos podían moverse libremente (Figura 7-4 y Figura 7-7), existiendo varios obstáculos que el sujeto debía esquivar (árboles, arbustos, bancos, farolas, etc.).

El sistema propuesto en este experimento esperaba en un estado de ‘no control’ (NC) en el que los sujetos podían estar involucrados en una actividad mental ajena al control del sistema BCI, hasta que alcanzaran el estado de ‘control voluntario’ (*intentional control*, IC), donde el control se conseguía llevando a cabo una tarea mental específica. Es en este estado IC donde el sujeto podía escoger un comando de navegación. En este caso, siguiendo con el paradigma del experimento 1, se les ofrecía a

los sujetos una interfaz con tres comandos de navegación ('avance', 'giro a la derecha' y 'giro a la izquierda') que podían elegir. Tras la elección de un comando, el sistema volvía al estado inicial NC.

En la Tabla 7-4 se muestra una comparación de los dos primeros experimentos, donde la principal diferencia es que ahora se presenta un sistema asíncrono. El número de comandos también ha cambiado, bajando de cuatro a tres.

Exp.	Sincronía	Movimientos	Interfaz	Entorno	Comandos
1	Síncrono	Discretos	Visual	Virtual (OpenGL)	4
2	Asíncrono	Discretos	Visual	Virtual (VRML)	3

Tabla 7-4. Comparación de características de los experimentos 1 y 2.

A continuación se describe el funcionamiento del paradigma de control.

La interfaz NC consistía en una barra semi-transparente azul situada en el centro de la pantalla. La longitud de la barra se calculaba cada 31.25 ms como resultado de la clasificación LDA: si el clasificador determinaba que la tarea mental era MI de mano derecha, la barra se extendía, en otro caso (estado de reposo), la barra se mantenía en un tamaño mínimo. Cuando la barra superaba un 'umbral de selección' durante cierto 'tiempo de selección' (Figura 7-4a), ambos configurables para cada sujeto, el sistema cambiaba al estado IC.

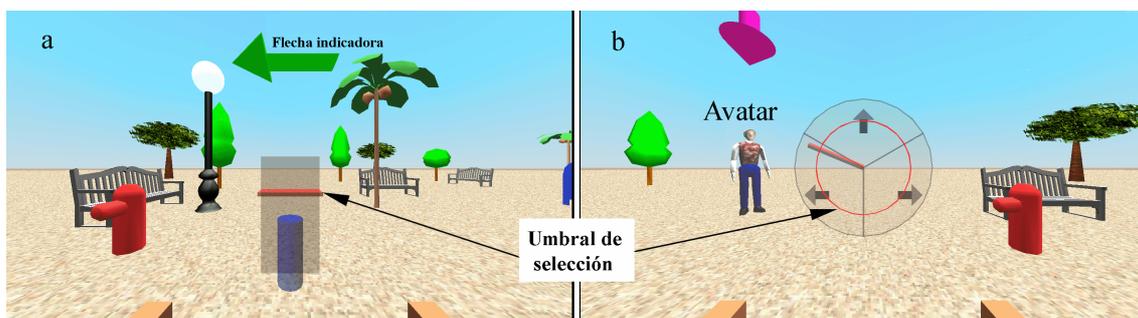


Figura 7-4. Interfaces NC (a) e IC (b).

En la interfaz NC, una vez que el umbral era superado, el color de la barra cambiaba inmediatamente a amarillo, y entonces progresivamente hacia rojo mientras la barra permaneciera sobre el 'umbral de selección', hasta que pasase el 'tiempo de selección'.

Como consecuencia de las conclusiones del experimento anterior (apartado 7.1.4.3), se propuso en este experimento una primera mejora que ayudaba a solventar un posible problema de la interfaz anterior: si la longitud de la barra era temporalmente

menor que el ‘umbral de selección’, la barra mantenía su color (intermedio entre amarillo y rojo) y se memorizaba el tiempo acumulado hasta ese momento sobre el ‘umbral de selección’, para seguir acumulando tiempo hasta la selección si la barra volvía pronto a superar el ‘umbral de selección’. En caso de que transcurriese un tiempo llamado ‘tiempo de reset’ debajo del ‘umbral de selección’, el color de la barra volvía de nuevo a azul, reseteándose el ‘tiempo de selección’ acumulado. Estos cambios de color supusieron otro tipo de *feedback* que permitían al sujeto saber cuánto tiempo (aproximadamente) necesitaban aún mantener la tarea mental para conseguir cambiar al estado IC. La temporización para cambiar del estado NC al IC es muy similar a la necesaria para seleccionar un comando en el estado IC, que se verá a continuación.

La interfaz IC era parecida a la presentada en (Ron-Angevin et al., 2009): un círculo dividido en tres partes, que correspondían a los tres posibles comandos de navegación (moverse adelante, girar a la derecha o girar a la izquierda), con una barra en el centro que estaba continuamente rotando en el sentido de las agujas del reloj. El sujeto podía extender la barra llevando a cabo la tarea de MI para seleccionar el comando al que apuntaba la barra (Figura 7-4b). El modo en que la selección funcionaba en esta interfaz era el mismo que en la interfaz NC, con los mismos parámetros: ‘umbral de selección’, ‘tiempo de selección’ y ‘tiempo de reset’.

También como consecuencia de las conclusiones del experimento 1, se planteó aplicar en este experimento una segunda mejora: se definió otro umbral, ‘umbral de parada’, que, al ser sobrepasado, hacía que el movimiento de la barra se detuviese para dar más tiempo al sujeto a elegir el comando. La velocidad de giro de la barra estuvo fija de modo que tardaba (si no se paraba ni se elegía ningún comando) nueve segundos en completar una vuelta.

En la Figura 7-5 se ve el detalle de cómo funciona la selección de un comando. Como se ha dicho, la temporización del cambio entre el estado NC y el IC es una simplificación de la mostrada en la Figura 7-5 (al no girar la barra de *feedback*, no es necesario el ‘umbral de parada’).

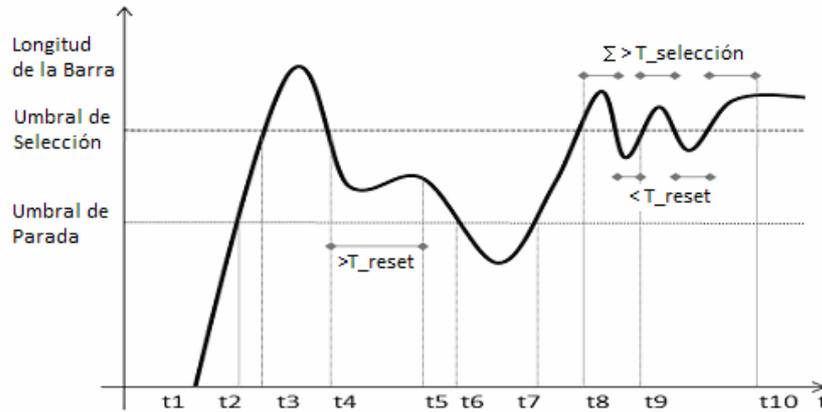


Figura 7-5. Control en el estado IC. t_1 : comienza la MI, la barra está girando; t_2 : la barra se detiene; t_3 : comienza a contar el 'tiempo de selección'; t_4 : comienza a contar el 'tiempo de reset'; t_5 : el 'tiempo de selección' se resetea; t_6 : la barra retoma el movimiento; t_7 : la barra se detiene de nuevo; t_8 : comienza de nuevo el 'tiempo de selección'; t_9 : el tiempo bajo el umbral no es suficiente para resetear el 'tiempo de selección', la cuenta continúa; t_{10} : tras tres intervalos, se completa el 'tiempo de selección', el comando es elegido y el punto de vista comienza a moverse.

Una vez un comando era seleccionado, el sujeto se movía en el VE consecuentemente de un modo discreto: giraba 90 grados a la derecha o izquierda, o avanzaba, ya fuese una distancia fija (1 metro en el VE) o hasta colisionar con un obstáculo. Después del movimiento, el sistema volvía al estado NC. Los sujetos podían elegir la duración de un tiempo de pausa existente entre cada cambio de estado.

Los parámetros de configuración de la interfaz de control fueron:

- 'Tiempo de selección'. Éste parámetro estaba presente en el experimento 1. Es el tiempo que necesita la barra superar el 'umbral de selección' para seleccionar una acción.
- 'Umbral de selección'. También estaba presente en el experimento anterior, aunque no era un parámetro configurable para cada sujeto (estaba fijo al borde exterior de la interfaz gráfica). Es el umbral que debe superar la barra durante el 'tiempo de selección' para seleccionar una acción.
- 'Umbral de parada'. Umbral a partir del cual la barra detiene su movimiento rotatorio.
- 'Tiempo de reset'. Tiempo que la barra puede estar debajo del 'umbral de selección' sin que se reinicie la acumulación de 'tiempo de selección' para seleccionar una acción.

En este experimento, a diferencia del anterior, se introdujo una nueva sesión dentro de la fase de navegación. Después de la fase de entrenamiento inicial, y antes de

la de sesión de navegación usando el nuevo paradigma, se incluyó una sesión de evaluación del paradigma (en Figura 7-6 se detalla la organización de las sesiones).

Como ya se mencionó en el apartado 3.4, la evaluación de un sistema BCI no es trivial, y puede requerir de protocolos adaptados a cada sistema. En un sistema asíncrono, en el que los sujetos pueden elegir libremente un comando (cualquiera, y en cualquier momento), esta evaluación es difícil de establecer. Lo que se propone en este trabajo para evaluar el paradigma de navegación, es usarlo en primer lugar como si se tratase de un sistema síncrono, en el que la evaluación es más sencilla, antes de que los sujetos lo usen para navegar libremente. Por esta razón, después de la fase de entrenamiento inicial y de la sesión de adaptación al paradigma, los sujetos se sometieron a una sesión de evaluación en la que se les pidió que ejecutaran una serie de comandos.

7.2.2.1 Sesión de Evaluación

En esta sesión los sujetos debían cumplir con lo que el sistema les indicaba que hicieran. Se trataba, por un lado, de que cambiaran del estado NC al IC en un momento dado. Por otro lado, una vez en el estado IC debían seleccionar el comando pedido. Una flecha en la parte de arriba de la pantalla indicaba qué comando debían seleccionar los sujetos una vez alcanzaran el estado IC (por ejemplo, en la Figura 7-4a se indica que se escoja el comando ‘izquierda’). Cada prueba comenzaba en el estado NC, con la flecha indicando una de las tres posibles direcciones (avanzar, girar a la derecha o girar a la izquierda) en color rojo. Mientras la flecha fuese de este color el sujeto debía mantenerse en el mismo estado, NC. Después de un tiempo aleatorio (2 – 5 segundos), el color de la flecha cambiaba a verde, indicando que el sujeto debía llevar a cabo la tarea de MI para cambiar al estado IC y seleccionar el comando indicado por la dirección de la flecha.

7.2.2.2 Sesión de Navegación

Una vez que el sistema fue evaluado, los sujetos participaron en la sesión que representa el objetivo final del presente estudio, ya que se buscaba una navegación natural, no sincronizada por el sistema. Se les pidió que se movieran libremente por el VE hasta alcanzar un objetivo: un avatar situado a 24 m de distancia (no medida en línea recta, sino en ‘cuadrícula’, lo que se suele conocer por distancia Manhattan); véase Figura 7-7.

El objetivo de estas pruebas era comprobar la ‘usabilidad’ del sistema, es decir, comprobar si realmente puede ser práctico para navegar por un EV. En esta sesión la única indicación que se le dio al sujeto fue la posición relativa del objetivo (mediante una flecha apuntando hacia éste) en caso de que no estuviese dentro del campo de visión del sujeto.

7.2.3 METODOLOGÍA

El experimento se llevó a cabo con tres sujetos, varones, diestros, con edad media 24 años, en adelante llamados S1, S2 y S3. Todos habían participado previamente en otros experimentos en relación a BCI.

El registro y el procesado de señal fueron los mismos del experimento anterior.

El VE fue desarrollado con VRML 2.0, y su interacción con Matlab se hizo con la herramienta de Matlab ‘Virtual Reality Toolbox’.

La fase de entrenamiento inicial se ajusta a lo descrito en la sección 6.2.1. En la fase de navegación sí se presentaron algunas novedades que se describen en el siguiente apartado.

Respecto a la fase de navegación, sí hubo una variación respecto al caso general descrito en el apartado 6.2.2. como se ha explicado en el apartado 7.2.2.1. Primero participaron en la sesión de adaptación (unos 10 minutos de modo que se habituasen al paradigma de control y que el sistema pudiese ser calibrado). Esta sesión de adaptación permitía el ajuste de los parámetros mencionados anteriormente para cada sujeto (‘tiempo de selección’, ‘tiempo de reset’, ‘umbral de selección’ y ‘umbral de parada’). Sin embargo, antes de pasar a la sesión de navegación, llevaron a cabo una sesión de evaluación del sistema, como se muestra en la Figura 7-6, siendo ésta nueva sesión la diferencia con respecto al protocolo experimental estándar.



Figura 7-6. Sesiones que componen la fase de navegación del experimento 2.

El mismo día de la sesión de adaptación al paradigma, los sujetos participaron en las dos primeras ejecuciones de la sesión de evaluación. Un día posterior participaron en

las otras tres ejecuciones restantes. Cada ejecución consistió en 21 pruebas (7 de cada comando, aleatoriamente distribuidas). Después de estas cinco ejecuciones de evaluación del paradigma, se llevaba a cabo, otro día diferente, la sesión de navegación.

7.2.4 RESULTADOS Y DISCUSIÓN

7.2.4.1 Fase de Entrenamiento Inicial

En la Tabla 7-5 se muestran los porcentajes de la ‘tasa de error’ en la fase de entrenamiento inicial correspondientes a la primera sesión, la que no tiene *feedback*, así como las ‘bandas de frecuencias’ elegidas para cada sujeto. En los siguientes experimentos la ‘tasa de error’ siempre corresponderá a esta primera sesión.

Sujeto	Tasa de error(%)	Banda de frecuencias (Hz)
S1	19.4	10-14
S2	26.25	10-13
S3	20	8-12
Media ± SD	21.8±3.7	(9.3±1,1)–(13±1)

Tabla 7-5. Resultados de la clasificación y bandas de frecuencias en la fase de entrenamiento del experimento 2, sesión sin *feedback*.

7.2.4.2 Fase de Navegación

Como ya se ha dicho, en este experimento se introdujo una nueva sesión dentro de la fase de navegación, por lo que los resultados de la sesión de evaluación y de la sesión de navegación se verán por separado en los dos próximos apartados.

7.2.4.2.1 Sesión de Evaluación

En esta sesión se tuvieron en cuenta dos puntos de vista, en relación al control en cada uno de los dos estados posibles (NC e IC).

En primer lugar, en relación a sus resultados en el estado NC, varios parámetros se midieron para cada sujeto. Por un lado las tasas TP y FP (*True Positives* y *False Positives*, ver apartado 3.4), que correspondían a las activaciones (cambio de estado) en el momento correcto o incorrecto (esto es, después de la indicación o antes). En la Tabla 7-6 se muestra el número de activaciones no deseadas (FP) para cada sujeto y cada ejecución. En la columna ‘Todas’ se muestra el total de FP para todas las ejecuciones. El parámetro FP (%) se calculó sobre 105 pruebas (5 ejecuciones de 21 pruebas cada una). En las dos últimas columnas se muestran los tiempos medios (y la desviación típica) usados para cambiar al estado IC cuando los sujetos lo hicieron después de la

indicación, es decir, habiendo provocado un activación deseada (o TP), (columna ‘Media TP T_{NC} ’) o antes (columna ‘Media FP T_{NC} ’), tratándose este último caso de activaciones FP. Estos tiempos se miden desde el comienzo de la prueba en el caso de FP, y desde el instante de la indicación (es decir, desde el cambio de color de la flecha) en el caso de los TP. En los tiempos mostrados se incluye el ‘tiempo de selección’ necesario para elegir el comando, que fue de 1.3, 1 y 1.2 segundos para S1, S2 y S3, respectivamente.

Sujeto	FP						FP (%)	Media TP $T_{NC} \pm SD$ (s)	Media FP $T_{NC} \pm SD$ (s)
	Ejecución					Todas			
	1	2	3	4	5				
S1	0	0	0	1	0	1	0.95	6.86 \pm 0.97	1.69 \pm 0.00
S2	1	0	0	1	0	2	1.69	7.02 \pm 1.22	1.14 \pm 0.89
S3	2	0	0	2	0	4	3.81	3.41 \pm 0.35	2.46 \pm 0.52
Todos	3	0	0	4	0	7	-	-	-
Media \pm SD	1,5 \pm 1,2	0 \pm 0	0 \pm 0	2 \pm 1,4	0 \pm 0	3,5 \pm 2,6	2.22	5.78 \pm 0.56	1.97 \pm 0.63

Tabla 7-6. Resultados en el estado NC para la sesión de evaluación del experimento 2.

En segundo lugar se trataron los datos referentes al estado IC, que se muestran en la Tabla 7-7. Estas medidas no tienen en cuenta si el cambio al estado IC se produjo gracias a un TP o a un FP y representan la capacidad del sujeto para elegir los comandos que se le piden. Se muestra el número de errores que los sujetos cometieron en cada ejecución, así como el número total de errores. El parámetro ‘Error (%)’ se calcula sobre 35 pruebas para cada comando (105 pruebas para el total). Las dos últimas columnas presentan el tiempo medio (y la desviación típica) que los sujetos necesitaron para elegir un comando contando desde: i) el momento en que la barra giratoria empieza a apuntar a dicho comando (Media bloque T_{IC}), y ii) el momento en que la barra empieza a girar en la interfaz IC (empieza apuntando al comando ‘avance’) (Media total T_{IC}).

Aunque el número de sujetos no es lo suficientemente alto para deducir conclusiones significativas, los resultados en la sesión de evaluación muestran que con una tasa muy alta de activaciones deseadas (la tasa TP es el complemento hasta 100% de la tasa FP, que es de 2.22%; es decir, se obtiene una TP de 97.78%), los sujetos pudieron elegir el comando solicitado con una tasa de acierto de 93.97% (del mismo modo, la tasa de acierto es el complemento hasta 100% de la tasa de error en la selección de comando).

Sujeto	Comando	Errores						Error (%)	Media bloque T _{IC} ± SD (s)	Media total T _{IC} ± SD (s)
		Ejecución					Todas			
		1	2	3	4	5				
S1	Avance	0	0	0	0	1	1	2.86	4.46 ± 0.77	5.91 ± 1.95
	Derecha	0	0	0	0	0	0	0	4.69 ± 0.8	12.04 ± 2.93
	Izquierda	1	0	0	1	1	3	8.57	4.41 ± 0.83	13.86 ± 1.38
	Todos	1	0	0	1	2	4	3.80	4.52 ± 0.45	10.55 ± 1.42
S2	Avance	0	0	0	0	0	0	0	3.35 ± 0.74	11.8 ± 3.92
	Derecha	1	0	0	1	0	2	5.71	3.2 ± 0.6	17.7 ± 7.6
	Izquierda	2	0	1	0	1	4	11.42	4.07 ± 0.76	18.8 ± 4.48
	Todos	3	0	1	1	1	6	5.71	3.58 ± 0.4	15.97 ± 3.16
S3	Avance	0	0	0	0	0	0	0	3.95 ± 0.68	6.7 ± 1.62
	Derecha	2	0	0	1	0	3	8.57	3.18 ± 0.48	7.63 ± 1.17
	Izquierda	2	1	0	3	0	6	17.1	3.27 ± 0.48	10.86 ± 0.76
	Todos	4	1	0	4	0	9	8.57	3.5 ± 0.32	8.06 ± 0.86
Todos	Todos	8	1	1	6	3	19	-	-	-
Media ±SD	-	2.6± 1.5	0.3± 0.5	0.3± 0.5	2± 1.7	1± 1	6.3± 2.5	6.03	3.88 ± 0.23	11.56 ± 1.24

Tabla 7-7. Resultados en el estado IC para la sesión de evaluación del experimento 2.

Un efecto a destacar en esta sesión es la diferencia en las tasas de error de los diferentes comandos. Nótese que de los 19 errores cometidos (de entre 315 comandos, agrupando valores por tipo de comando), sólo 1 corresponde al comando ‘avance’, 5 a ‘derecha’, y 13 a ‘izquierda’. La explicación a este fenómeno está relacionada con la ubicación de los comandos en la interfaz. Es preciso referenciar un trabajo en el que también se seleccionan varias clases mediante una tarea de MI (Friedrich et al., 2009) (ver capítulo 5). En éste se hace un estudio de la tasa de error de cada comando (de cuatro posibles) y se obtiene que para los comandos situados más atrás la tasa de error es mayor (como ocurre en este caso). La razón de este comportamiento viene dada por lo que en dicho artículo llaman ‘falsa alarma’, que está muy relacionado con las activaciones FP. Para seleccionar un comando con éxito no basta con poder activar la tarea MI de manera efectiva cuando la barra apunta al comando deseado, sino que es preciso mantenerla inactiva mientras la barra apunta al comando no deseado; por esto, es más probable que se dé un error en los comandos situados más atrás en la interfaz, al ser mayor la probabilidad de que se elija un comando previo por error. En el mismo artículo se hace el estudio de la tasa de error para cada clase una vez que ésta ha sido

‘destacada’, es decir, quitando los errores por selección de un comando previo, obteniendo unas tasas de error similares para las cuatro clases.

7.2.4.2 Sesión de Navegación

En la sesión de navegación los sujetos participaron en una sola ejecución en la que se movían libremente por el VE para alcanzar un objetivo. Ya que los sujetos no estaban obligados a seguir un camino concreto, un comando no podía ser considerado correcto o incorrecto, por tanto las medidas tomadas fueron:

- ‘Número de comandos’. El número total de comandos que necesitaron para alcanzar el objetivo (tanto de cada tipo, como en total).
- ‘Tiempo empleado’. El tiempo que tardaron en navegar en el VE hasta alcanzar el objetivo.
- ‘Tiempo NC’. Tiempo medio empleado para cambiar del estado NC al IC.
- ‘Tiempo IC’. Tiempo medio empleado para seleccionar un comando.

Los resultados obtenidos en la sesión de navegación se muestran en la Tabla 7-8, y los diferentes caminos que siguieron los sujetos en la Figura 7-7. La tabla presenta el ‘número de comandos’ de cada tipo que seleccionó cada sujeto (‘A’, ‘D’, ‘I’ y ‘T’, para ‘avance’, ‘derecha’, ‘izquierda’ y ‘total’, respectivamente). Las columnas ‘T_{NC}’ y ‘T_{IC}’ corresponden a los parámetros ‘tiempo NC’ y ‘tiempo IC’. Finalmente se presenta el ‘tiempo empleado’ para acabar la tarea de alcanzar el objetivo en la columna ‘Tiempo(s)’.

Sujetos	Comandos				T _{NC} (s)	T _{IC} (s)	Tiempo (s)
	A	D	I	T			
S1	27	7	6	40	4.62	5.96	638
S2	24	5	4	33	4.41	8.98	619
S3	25	3	2	30	3.86	4.74	420
Todos	76	15	12	103	-	-	-
Media ± SD	25,3±1,5	5±2	4±2	34,3±5,1	4.33±0.31	6.57±1.7	559±120,7

Tabla 7-8. Resultados de la sesión de navegación del experimento 2.

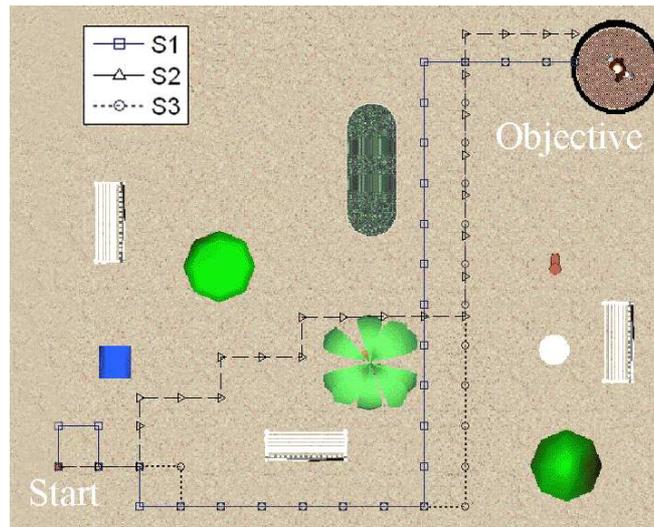


Figura 7-7. Diferentes caminos seguidos por los sujetos.

El resultado más interesante que se obtiene de esta sesión es el hecho de que el tiempo medio necesitado para cambiar de estado, T_{NC} , y elegir un comando, T_{IC} (4.33 s y 6.57 s respectivamente, promediados entre los tres sujetos en la sesión de navegación, lo que supone un total de 103 comandos) es suficientemente bajo, lo que permite considerar el sistema como ‘práctico’. Respecto al tiempo T_{NC} , se observa que es sensiblemente menor en esta sesión que en la de evaluación (los mencionados 4.33 s frente a los 5.78 s de la sesión de evaluación, este último dato se obtiene de la Tabla 7-6). Este hecho puede deberse a la mayor motivación que los sujetos mostraron en esta sesión de navegación. En el caso del tiempo T_{IC} , éste no es comparable con el correspondiente de la sesión de evaluación ya que en aquella todos los comandos ocurrían el mismo número de veces, sin embargo en la fase de navegación algún tipo de comando aparece más frecuentemente que otros (y cada tipo de comando requiere diferente tiempo de selección, al estar en diferentes posiciones de la interfaz).

Aunque no sea posible definir una tasa de error (al no poder considerar un comando correcto o no), si se observan las trayectorias seguidas por los sujetos, puede notarse que, salvo el primer avance de S1, son intuitivas y no muestran rectificaciones, lo que implicaría una baja tasa de error. Es oportuno mencionar que sólo ocurrió una colisión con los obstáculos presentes.

Hay una diferencia apreciable en el tiempo necesitado por S3 para alcanzar el objetivo frente a S1 y S2. Este hecho puede explicarse porque S3 eligió el camino más corto, en cuanto a número de comandos necesitados (ya que implica menos giros) y tuvo menor tiempo medio para cambiar de estado (T_{NC}) y elegir el comando (T_{IC}). Además, téngase en cuenta que el tiempo necesario para elegir un comando de giro es

mayor que el de avance (dada su ubicación en la interfaz), por lo que un camino con pocos giros es doblemente ventajoso. Por esta misma razón, el tiempo medio de selección de comandos (T_{IC}) de todos los sujetos es menor en esta sesión que en la sesión de evaluación, pues en la navegación libre aparece mucho más a menudo el comando 'avance'.

7.2.4.3 Conclusiones

El objetivo con el que se planteó el presente trabajo consistió en desarrollar un paradigma de navegación asíncrono que permitiese navegar en un VE.

La principal diferencia con respecto al experimento 1 es que aquel utilizaba el paradigma de navegación en un sistema síncrono, donde los movimientos sólo se podían realizar entre ciertos puntos dados. La idea aquí planteada era la de adaptar el sistema para que fuese asíncrono, de modo que sea el sujeto el que lleve el control de la temporización.

Tres sujetos con experiencia previa participaron en el estudio. En primer lugar se sometieron a dos sesiones de entrenamiento inicial con fines de calibración. Tras esto (y la sesión de adaptación al paradigma), todos se sometieron a una sesión de evaluación cuyo objetivo era, no el permitir la navegación, sino comprobar que los sujetos podían ejercer el control de manera voluntaria, es decir, se les pidió que ejecutaran una secuencia de comandos dada. En estas pruebas se evaluó tanto el control desarrollado para cambiar de un estado a otro, como su capacidad para ejecutar el comando correcto. Los tres sujetos consiguieron resultados notables desde la primera ejecución, obteniendo una tasa media de activación en el instante correcto (TP) del 97.78%. En cuanto a los resultados referentes a la tasa de acierto en la elección de comandos, ésta también fue bastante alta, con un del 93.97%. Estos resultados avalan la viabilidad del sistema como interfaz de navegación. Finalmente, los mismos sujetos participaron en una sesión de navegación libre, en la que ellos mismos elegían el camino adecuado para alcanzar un avatar situado en otro extremo del VE. Los resultados obtenidos en esta prueba también apuntan a la usabilidad de dicha interfaz, pues puede observarse (Figura 7-7) cómo los caminos seguidos por los sujetos responden a una opción intuitiva. En esta misma sesión de navegación, los tiempos medios empleados en los cambios de estado (T_{NC}) y en la selección de comandos (T_{IC}) fueron menores que en la sesión de evaluación, en parte debido a la motivación de los sujetos (ver apartado 7.2.4.2.2).

Un hecho que merece ser destacado es que sujetos con un control no especialmente bueno de sus señales EEG (partían de una ‘tasa de error’ media de 21.8%) consiguieron una tasa FP muy baja y un porcentaje de acierto muy alto en la interfaz IC. Esto puede deberse a que el tipo de interfaz de control propuesto mejora notablemente el rendimiento respecto al error en la clasificación de las tareas mentales. Es decir, aunque los sujetos no tengan un buen control de sus señales SMR, la intención del sujeto de ejecutar la MI o de permanecer en estado de reposo sí que determina un cambio lento por detrás de los cambios rápidos que ocurren en la barra (subiendo y bajando del ‘umbral de selección’). Podría decirse que el modo en que la selección de un comando funciona en este paradigma (con los parámetros ‘umbral de selección’, ‘tiempo de selección’ y ‘tiempo de reset’) es similar al efecto de un filtro paso-bajo que elimina el ruido de frecuencias altas. Dicho de otro modo, un error momentáneo en la clasificación de la tarea mental no implica directamente un error en la elección del comando de navegación, sino que es necesario que ese error se mantenga durante cierto tiempo (en este caso, con la barra por encima del ‘umbral de selección’) para que la selección errónea finalmente ocurra.

La principal limitación del sistema planteado era que los movimientos generados eran de tipo discreto, lo que supone una limitación a los movimientos. Así, el primer aspecto a considerar para el siguiente experimento sería adaptar el sistema para controlar movimientos continuos.

Tras el análisis de los resultados se podían plantear algunas mejoras al sistema. En primer lugar, tras la selección de un comando el sistema volvía al estado NC, lo que obligaba a los sujetos a tener que realizar un cambio desde el NC al IC con cada comando de navegación, lo que suponía un esfuerzo extra y un mayor tiempo necesario para navegar. Por esto, se planteó como opción que el sistema siguiese en el estado IC tras la selección de un comando, para permitir a los sujetos generar comandos de control de manera ininterrumpida si lo desearan. En segundo lugar, se observó que la probabilidad de error de un comando dependía de su posición en la interfaz, por lo que otra posible mejora sería evitar que tras cada comando (o paso al estado IC) la barra comenzase a girar desde la misma posición siempre, con lo que se evitaría el problema del orden de aparición de los comandos.

Los resultados del experimento descrito fueron presentados en un congreso científico internacional (Velasco-Álvarez & Ron-Angevin, 2009).

7.3 EXPERIMENTO 3

7.3.1 INTRODUCCIÓN

El trabajo realizado en este experimento tenía como finalidad seguir desarrollando el paradigma de control de los experimentos 1 y 2. Con estos trabajos, se llegó a un sistema BCI asíncrono en el que, gracias al control de dos tareas mentales, podían usarse tres o cuatro comandos de navegación para moverse por un VE. En ambos, el movimiento consecuencia de la selección de un comando era de tipo discreto: movimientos a posiciones predeterminadas en un caso; giros de 90° a derecha e izquierda y avances o retrocesos de distancia fija, en el otro.

El objetivo de este tercer experimento era comprobar la usabilidad de un sistema asíncrono que permitiera al usuario moverse libremente y con movimientos continuos en un VE usando tres comandos de navegación ('avance', 'giro a la derecha' y 'giro a la izquierda'). Se mantuvo el número de tres comandos para poder comparar los resultados fácilmente con los del experimento 2, cuyos resultados sugerían que el paradigma podía utilizarse de un modo seguro, por lo que el siguiente paso fue adaptarlo para que permitiera movimientos continuos, de modo que el sujeto controlase de modo preciso cada movimiento.

7.3.2 DESCRIPCIÓN DEL PARADIGMA

La principal diferencia con el paradigma del experimento 2 radicaba en el tipo de movimiento que conllevaba la selección de un comando, como se puede ver en la Tabla 7-9, donde se ofrece una comparación entre las características de los tres primeros experimentos.

Exp.	Sincronía	Movimientos	Interfaz	Entorno	Comandos
1	Síncrono	Discretos	Visual	Virtual (OpenGL)	4
2	Asíncrono	Discretos	Visual	Virtual (VRML)	3
3	Asíncrono	Continuos	Visual	Virtual (VRML)	3

Tabla 7-9. Comparación entre los tres primeros experimentos.

El VE creado para navegar era el mismo que en el experimento 2, un parque virtual, aunque en éste el sujeto se movía dentro de un camino de color más oscuro (ver Figura 7-8).

Las interfaces NC e IC (Figura 7-8) eran idénticas a las del experimento 2, al igual que el control sobre ellos y el cambio entre estados.

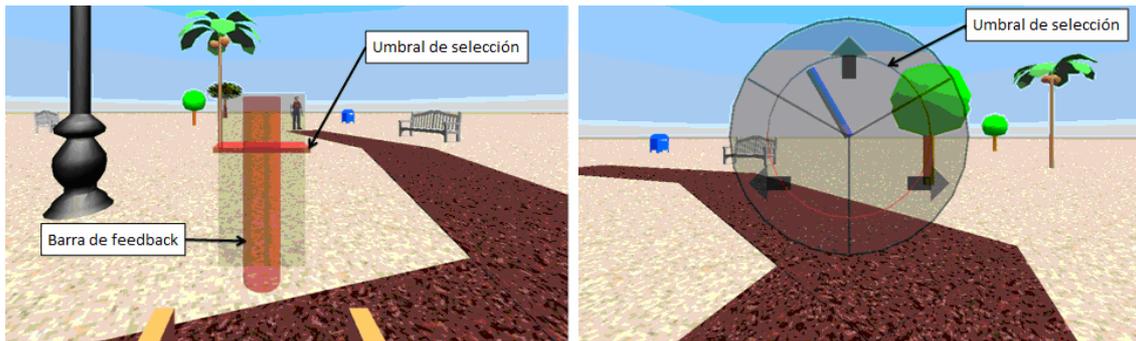


Figura 7-8. Interfaces NC (izquierda) e IC (derecha).

La selección de un comando se realiza como en el experimento 2, con los mismos parámetros de configuración de la interfaz (ver apartado 7.2.2 para los detalles):

- ‘Tiempo de selección’.
- ‘Umbral de selección’.
- ‘Umbral de parada’.
- ‘Tiempo de reset’.

Una vez elegido un comando, la silla virtual comienza a moverse en el VE a una velocidad fija de 0.62 m/s, o gira a derecha o izquierda a 11.25°/s (necesitando 32 s para dar un giro completo). De un modo parecido a como ocurría con la selección de comandos y el ‘tiempo de reset’, el movimiento se mantiene mientras la barra se mantenga sobre el ‘umbral de selección’ (lo que significa que el sujeto continúa ejecutando la tarea de MI). Si la barra baja temporalmente de dicho umbral, el movimiento se detiene, pero el sistema permite que el movimiento se retome (sin necesidad de volver a seleccionar el comando) si la barra vuelve a superar ‘el umbral de selección’ antes de que pase el ‘tiempo de reset’. Mientras esto ocurre, la barra mantiene su color rojo para indicar al sujeto esta posibilidad. En caso de superar el ‘tiempo de reset’ por debajo del ‘umbral de selección’, la barra se vuelve azul y comienza de nuevo a girar para que el sujeto pueda elegir un comando (el mismo u otro). Esta descripción de la interacción con la interfaz queda reflejada en la Figura 7-9, donde se muestra un ejemplo en el que tras la selección de un comando se realiza un movimiento en dos pasos.

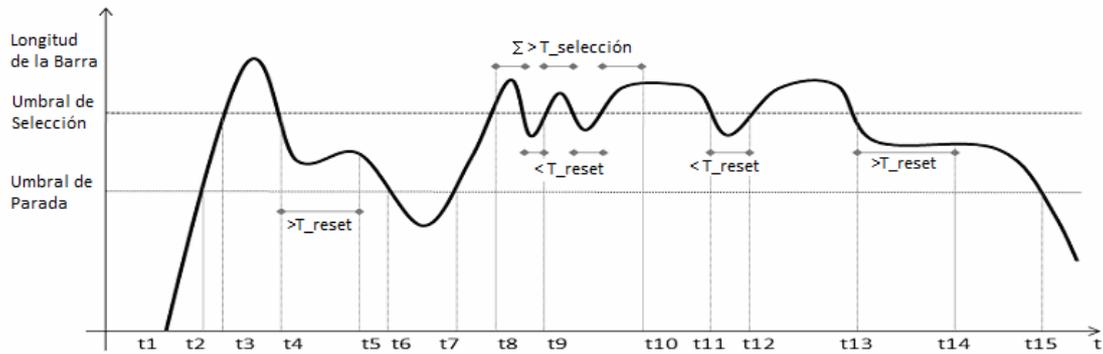


Figura 7-9. Control de los movimientos continuos. t1: comienza la MI, la barra está girando; t2: la barra se detiene; t3: comienza a contar el ‘tiempo de selección’; t4: comienza a contar el ‘tiempo de reset’; t5: el ‘tiempo de selección’ se resetea; t6: la barra retoma el movimiento; t7: la barra se detiene de nuevo; t8: comienza de nuevo el ‘tiempo de selección’; t9: el tiempo bajo el ‘umbral de selección’ no es suficiente para resetear el ‘tiempo de selección’, la cuenta continúa; t10: tras tres intervalos, se completa el ‘tiempo de selección’, el comando es elegido y la silla comienza a moverse; t11: la silla para momentáneamente; t12: el ‘tiempo de reset’ no es suficiente para deseleccionar el comando, la silla retoma su movimiento; t13→t14: se completa el ‘tiempo de reset’, se deselecciona el comando; t15: la barra retoma el movimiento giratorio.

En la Figura 7-10 se muestra un ejemplo con una secuencia de imágenes que ilustran cómo un sujeto cambia del estado NC al IC, y una vez en éste realiza un giro a la derecha en dos pasos, un ejemplo similar al mostrado en la Figura 7-9.

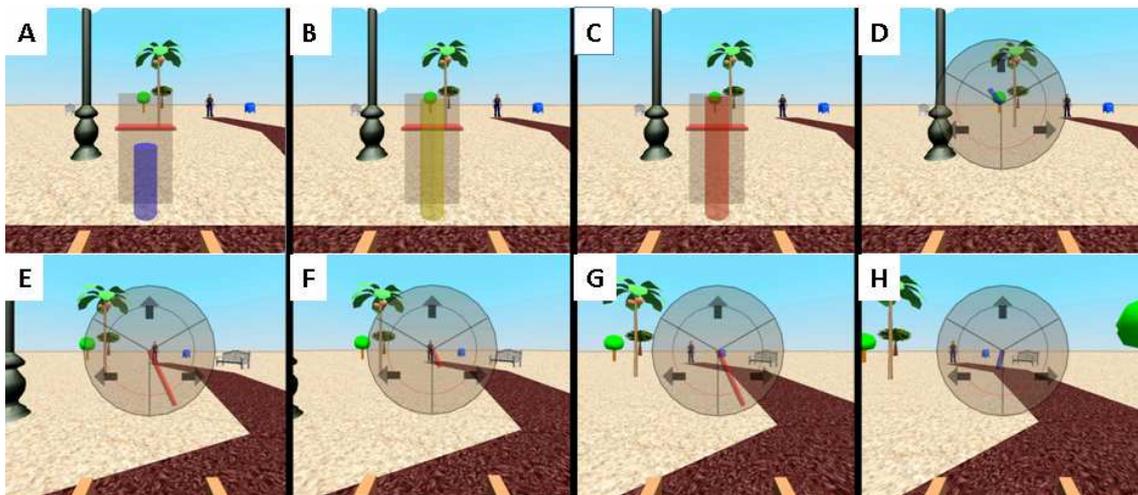


Figura 7-10. Secuencia de ejemplo del control de movimientos continuos. (A) El sistema espera en el estado NC. (B) El sujeto ejecuta la tarea de MI, la barra se extiende hasta superar el ‘umbral de selección’ y cambia su color a amarillo. (C) La barra se mantiene sobre este umbral, su color cambia progresivamente hacia rojo. (D) Finaliza el ‘tiempo de selección’ y el sistema cambia a la interfaz IC. La barra comienza a rotar. (E) El sujeto selecciona el comando ‘derecha’, la barra se detiene y, como ocurre en el paso C, la barra ha cambiado su color a rojo. Mientras la barra se mantiene sobre el ‘umbral de selección’, la silla virtual va girando a la derecha. (F) La barra baja del ‘umbral de selección’, el movimiento de la silla se detiene; mientras no pase el ‘tiempo de reset’, la barra sigue roja y no se mueve. (G) Antes de que haya pasado el ‘tiempo de reset’, la barra supera de nuevo el ‘umbral de selección’, con lo que se retoma el giro de la silla hacia la derecha. (H) La barra ha bajado del ‘umbral de selección’ un tiempo mayor que el ‘tiempo de reset’; el movimiento a la derecha ha terminado, la barra se vuelve azul y retoma el giro desde donde estaba.

Como se mencionó en las conclusiones del experimento 2, una de las posibles mejoras era hacer que el orden de aparición de los comandos variase, no empezando siempre por el comando ‘avance’. Por ello, en este nuevo paradigma, tras la selección de un comando y la ejecución del movimiento correspondiente, la barra no cambia su posición, sino que arranca el giro desde la última posición que tenía al elegir el comando (paso t15 de la Figura 7-9). De este modo, el sujeto puede seleccionar varias veces seguidas un mismo comando si así lo desea, en caso de que el ‘tiempo de reset’ cancelase el movimiento sin que ésa fuese la intención del sujeto. Esto ayuda a solucionar el problema que se mencionó en el experimento anterior: los resultados relacionados con aciertos y errores en la selección de un comando parecían depender de la posición de éste en la interfaz. En el estudio de (Friedrich et al., 2009) se proponía una interfaz con cuatro opciones para ser elegidas con una sola tarea de MI, de un modo muy similar al que se está presentando en esta Tesis; entre sus conclusiones se observa la misma que aquí destacamos, que la probabilidad de error depende de la posición del comando en la interfaz. Tanto en el paradigma del experimento 2 como en el trabajo mencionado, las opciones eran siempre ofrecidas en el mismo orden. El hecho de retomar la rotación de la barra donde terminó el movimiento anterior hace que se equilibre el error asociado a la posición del comando.

Una segunda opción de mejora mencionada en las conclusiones del experimento anterior (en el que tras cada comando ejecutado se volvía al estado NC), ha sido hacer que cuando los sujetos quieren volver al estado NC, sólo deben dejar que la barra complete dos giros en la interfaz sin seleccionar ningún comando para que el sistema cambie automáticamente. Se evita así que los sujetos tengan que hacer un cambio del estado NC al IC cada vez que quieren ejecutar un comando.

7.3.2.1 Fase de Navegación

En el experimento previo, debido a que no existía un camino establecido, la evaluación del paradigma se hizo teniendo en cuenta la habilidad de los sujetos para cambiar de un estado a otro y para seleccionar una serie de comandos. El objetivo de este tercer experimento, en cambio, era demostrar que el mismo sistema podía utilizarse para navegar en un VE con condiciones más realistas. Para ello, se les pidió a los sujetos que recorrieran varias veces lo más rápidamente posible un camino en cuyo final se encontraba el objetivo a alcanzar. Para poder comparar las distintas ejecuciones (algo que en algún caso fue complejo en las pruebas anteriores, véase el apartado 7.2.4.2.2),

todos los sujetos estaban forzados a quedarse entre los límites de un pasillo de 2 m de ancho. Si el movimiento de la silla los llevaba fuera del camino, ésta chocaba con un muro invisible y el movimiento en cuestión terminaba. Tras esta colisión, la barra retomaba su giro del mismo modo que si el sujeto voluntariamente hubiese terminado la ejecución del comando. El camino era lo suficientemente ancho para permitir que los usuarios maniobrasen sin dificultad, ya que las dimensiones de la silla eran 70 x 40 cm. La longitud total del camino era de 29 m, distribuidos en tres secciones de 5 m y dos de 7 m. Estas secciones estaban dispuestas de modo que los sujetos tenían que conseguir al menos dos giros de 45° en cada dirección (Figura 7-12 A, B y C). En principio, la sesión de navegación consistía en que cada sujeto realizara tres ejecuciones (*run*, en la figura). Tras esta primera sesión de navegación, uno de los sujetos (S2) participó en una versión del camino más larga, con una extensión de cuatro nuevos tramos de 7 m (un total de 57 m) distribuidos de modo que se le forzaba a que realizara cuatro giros en cada dirección (Figura 7-12 D).

7.3.3 METODOLOGÍA

Tres sujetos sanos (una mujer, dos hombres, diestros, con edad media 21 años), participaron en el estudio, llamados S1, S2 y S3. Los dos últimos tenían experiencia previa en el uso de sistemas BCI.

A diferencia de los dos primeros experimentos, en éste se utilizó un amplificador ‘g.BSamp’ de 16 canales (Guger Technologies) y una tarjeta de adquisición de datos NI USB-6210 (National Instruments). Esta configuración *hardware* se mantuvo hasta el último de los experimentos detallados en esta Tesis.

En cuanto a la fase de entrenamiento inicial, y todo lo referente al procesado de señal, se repiten los protocolos y paradigmas del experimento 2.

Tampoco hubo diferencias respecto al experimento 2 en cuanto a la primera parte de la fase de navegación, es decir, la sesión de adaptación al paradigma, donde se calibraron los parámetros para controlar la interfaz (los mismos del experimento anterior):

- ‘Tiempo de selección’.
- ‘Umbral de selección’.
- ‘Umbral de parada’.
- ‘Tiempo de reset’.

Éstos fueron ajustados por el experimentador (mediante consultas al sujeto). A pesar de dársele esta opción, ninguno de los sujetos cambió el ‘umbral de selección’, el ‘tiempo de reset’ ni el ‘umbral de parada’, que quedaron en su valor por defecto: 70% y 60% del nivel máximo (círculo exterior) para el ‘umbral de selección’ y el ‘umbral de parada’ respectivamente, y 1 s para el ‘tiempo de reset’. En los experimentos sucesivos se optó por dejarlos a dichos valores por defecto para simplificar la sesión de adaptación al paradigma. En cuanto ‘al tiempo de selección’, los valores elegidos por los sujetos fueron 1.2 s, 0.8 s y 1 s para S1, S2 y S3 respectivamente.

En la segunda parte de la fase de navegación (la sesión de navegación) sí hubo una diferencia respecto al experimento 2, ya que en este caso uno de los sujetos realizó una segunda sesión de navegación. La distribución de las sesiones dentro de esta fase de navegación queda reflejada en la Figura 7-11.

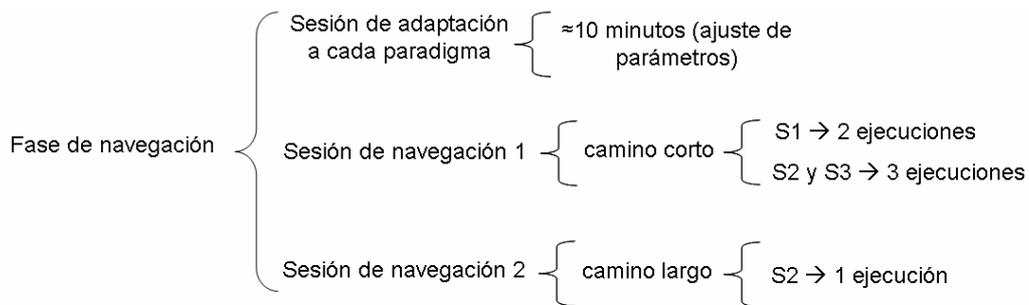


Figura 7-11 Sesiones que componen la fase de navegación del experimento 3.

7.3.4 RESULTADOS Y DISCUSIÓN

7.3.4.1 Fase de Entrenamiento Inicial

En la Tabla 7-10 se muestran los porcentajes de la ‘tasa de error’ en la fase de entrenamiento inicial, junto a la ‘banda de frecuencias’ elegida para cada sujeto.

Sujeto	Tasa de error (%)	Banda de frecuencias (HZ)
S1	27	9-11
S2	28.33	10-14
S3	23.75	7-10
Media ± SD	26.3±2.3	(8.6±1.5)–(11.6±2)

Tabla 7-10. Resultados de la clasificación y bandas de frecuencias en la fase de entrenamiento del experimento 3, sesión sin *feedback*.

7.3.4.2 Fase de Navegación

En la Tabla 7-11 se muestra los resultados obtenidos por los tres sujetos al recorrer el primer camino (sesión de navegación 1). Desafortunadamente, uno de los sujetos (S1) no pudo terminar el experimento por razones personales, por lo que de este sujeto sólo aparecen las dos primeras ejecuciones. En la Tabla 7-12 están los resultados para S2 en el segundo escenario, el pasillo más largo (sesión de navegación 2). Los diferentes caminos que siguieron los sujetos se pueden encontrar en la Figura 7-12. Para poder establecer una comparación del rendimiento de los sujetos, en ambos casos se presenta un camino de referencia. Éste se consiguió utilizando la misma interfaz de navegación, pero un operador usó un generador de funciones para emular la actividad cerebral, de modo que se controlara, sin posibilidad de error en la clasificación, la longitud de la barra. Un modo de evaluación similar se encuentra en (Millán et al., 2004b), estableciendo un camino de referencia de modo manual. Esta realización se considera cercana a la óptima que se puede conseguir utilizando el paradigma en cuestión. Los caminos de referencia se han marcado en blanco en la Figura 7-12.

En las sesiones de navegación se evaluaron algunos parámetros que también se estudiaron en la sesión de navegación del experimento anterior:

- ‘Número de comandos’. El número total de comandos que necesitaron para alcanzar el objetivo (tanto de cada tipo, como en total).
- ‘Tiempo empleado’. El tiempo que tardaron en navegar en el VE hasta alcanzar el objetivo.
- ‘Tiempo NC’. Tiempo medio empleado para cambiar del estado NC al IC.

Además de éstos, en el nuevo experimento se evaluaron otros parámetros, dado que el paradigma fue cambiado y la navegación ocurría de modo diferente al experimento 2:

- ‘Colisiones’. Número de veces que los sujetos colisionaron con el borde del camino.
- ‘Giros extras’. Número de veces que la barra completó un giro sin haber seleccionado ningún comando.
- ‘Cambios IC’. Número de veces que los sujetos necesitaron cambiar del estado NC al IC.

Sujeto	Ejec.	Tiempo (s)	Comandos				Col.	Giros extras	Extra (%)	Cambios IC	T _{NC} (s)
			A	D	I	T					
S1	1	656	10	10	6	26	4	4	15.4	1	10.9
	2	617	11	7	6	24	2	4	16.7	1	6.6
	Media	636.5	10.5	8.5	6	25	3	4	16	1	8.2
S2	1	624	11	5	5	21	1	6	28.6	2	7.9
	2	589	11	6	3	20	0	8	40	1	9.1
	3	364	7	3	4	14	2	2	14.3	1	11.7
	Media	525.7	9.7	4.7	4	18.3	1	5.3	28.9	1.3	9.1
S3	1	580	9	5	6	20	0	1	5	1	18.8
	2	667	10	9	6	25	1	3	12	1	4.5
	3	527	7	4	5	16	2	1	6.3	1	7.8
	Media	591.3	8.7	6	5.7	20.3	1	1.7	8.4	1	10.4
Todos	-	-	76	49	41	166	12	29	-	9	-
	Media	578± 97,2	9,5± 1,6	6,1± 2,4	5,1± 1,1	20,7± 4,2	1,5± 1,3	3,6± 2,4	17,2± 11,6	1,1± 0,3	9,4± 4,1
Manual	-	-	5	2	2	9	-	0	0	1	-

Tabla 7-11. Resultados de la sesión de navegación 1 del experimento 3. Para cada sujeto y ejecución del camino corto: ‘tiempo empleado’ en completar el camino (‘Tiempo (s)’), ‘número de comandos’ de cada tipo (‘A’, ‘D’, ‘I’ y ‘T’ para ‘avance’, ‘derecha’, ‘izquierda’ y ‘total’, respectivamente), número de ‘colisiones’ (‘Col.’), número de vueltas extras de la barra (‘Giros extras’), porcentaje de giros extras calculado sobre el total de comandos (‘Extra (%)’), número de cambios al estado IC (‘Cambios IC’) y tiempo medio empleado en dichos cambios (‘T_{NC}(s)’).

Sujeto	Ejec.	Tiempo(s)	Comandos				Col.	Giros extras	Extra (%)	Cambios IC	T _{NC} (s)
			A	D	I	T					
S2	4	1282	23	14	11	48	6	8	16.7	4	18.4
	5	807	15	7	10	32	5	6	18.8	1	4.2
Todos	-	-	38	21	21	80	11	14	-	5	-
	Media	1044,5± 335,8	19± 5,6	10,5± 4,9	10,5± 0,7	40± 11,3	5,5± 0,7	7± 1,4	18	2,5± 2,1	15,5± 6,3
Manual	-	-	9	4	4	17	0	0	0	1	-

Tabla 7-12. Resultados de la sesión de navegación 2 del experimento 3.

Las tablas presentan, para cada sujeto y ejecución, el ‘tiempo empleado’ para recorrer el camino pedido en la primera columna. En las siguientes cuatro columnas, aparece el ‘número de comandos’ de cada tipo (‘A’, ‘D’, ‘I’ y ‘T’, para ‘avance’, ‘derecha’, ‘izquierda’ y ‘total’, respectivamente) que los sujetos seleccionaron; en la última fila de las tablas, ‘Manual’ aparece el número de comandos utilizados por el operador, considerado como el mínimo posible. Es preciso mencionar cómo se ha

considerado que un comando ha sido seleccionado. Como se ha descrito anteriormente, tras la selección de un comando, y una vez que termina el movimiento de la silla de ruedas virtual, la barra sigue su movimiento giratorio. De este modo, cuando un sujeto ha seleccionado varias veces seguidas un comando (sin que la barra tenga que dar una vuelta completa hasta apuntar de nuevo a él), se ha considerado como una única selección en las tablas, para poder ser comparado con el camino de referencia. En la columna ‘Col.’ aparece el número de ‘colisiones’. La siguiente columna muestra el número de ‘giros extras’. Se recuerda que para el recuento de ‘giros extras’ sólo se ha considerado el caso de un giro sin comandos, pues en caso de darse dos giros así, el sistema lo considera un cambio al estado NC. La columna ‘Extra (%)’ se calcula como el número de giros extras dividido entre el número total de comandos; este dato da una idea sobre cómo de bien los sujetos podían mantener el control en el estado IC, pues los giros extras se entiende que se debieron a falta de control para seleccionar un comando en el primer giro. Las dos últimas columnas de la tabla corresponden al número de ‘Cambios IC’ (el primer cambio es inevitable, ya que el punto de partida es el estado NC) y al ‘tiempo NC’. En ambas tablas se dan tanto los datos para cada sujeto como la media de cada uno de ellos, así como la media de todos los sujetos y ejecuciones. Se puede observar que, por motivos de claridad y simplificación, los valores medios de cada sujeto (resultados promediados sobre sólo dos o tres valores, correspondientes a las ejecuciones de cada camino) aparecen sin el valor de desviación típica. Lo mismo ocurre con la columna T_{NC} , pues al existir muy pocas ocurrencias de cambios de estado (del NC al IC), la media del tiempo T_{NC} era en la mayoría de los casos el valor del único cambio ocurrido. El valor de la desviación típica sí se ha incluido para los valores medios de todos los sujetos.

En la Figura 7-12 se pueden comparar los diferentes caminos seguidos por los sujetos (el comienzo es en la marca ‘Start’, en el lado derecho de la imagen) con el camino de referencia, que se muestra con una línea blanca. Los lugares en los que los sujetos chocaron contra los bordes invisibles se han marcado con una flecha. Se ha dicho antes que la selección de un comando puede dar como resultado varios movimientos del mismo tipo si el ‘tiempo de reset’ no se supera, o si el sujeto consigue seleccionar el mismo comando en el mismo giro de la barra. Aunque en la tabla estas repeticiones aparecen como una única selección, cada paso se ha marcado con un símbolo en el camino (aunque se tratase de avances en línea recta), lo que puede dar una idea de cómo los sujetos controlaban el avance.

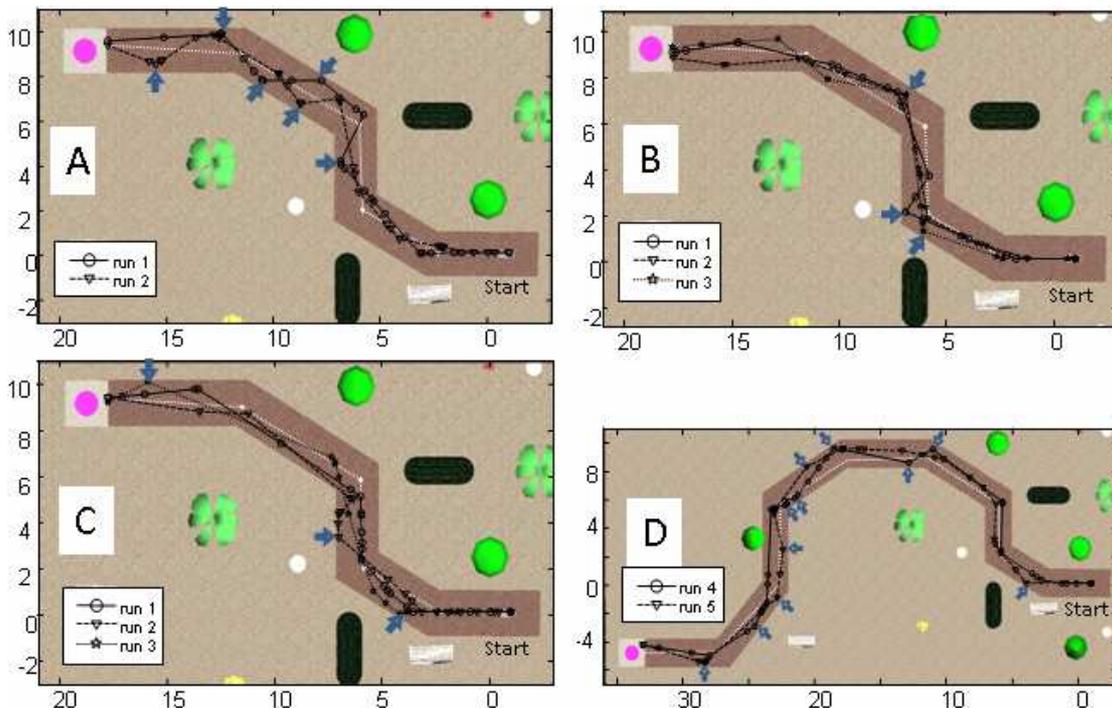


Figura 7-12. Diferentes caminos seguidos por los sujetos. Las líneas blancas marcan el camino de referencia. Las flechas azules indican los lugares donde ocurrieron las colisiones con las paredes del pasillo. (A), (B) y (C) son las ejecuciones de S1 (2 ejecuciones), S2 (3 ejecuciones) y S3 (3 ejecuciones), respectivamente en la sesión de navegación 1. (D) Resultados de S2 en la sesión de navegación 2 (2 ejecuciones).

Respecto al ‘tiempo empleado’ teniendo en cuenta los dos caminos, se calcula que los sujetos necesitaron 19.4 s para avanzar 1 m, pues recorrieron un total de 346 m (8 ejecuciones del camino 1, 29 m, y dos del camino 2, 57 m) en un total de 6713 s.

Comparando los resultados del ‘número de comandos’ con el camino de referencia, merece la pena mencionar que entre los tres sujetos necesitaron un total de 246 comandos (166 + 80, suma del total de comandos de los dos caminos), mientras que los caminos de referencia podrían conseguirse con 106 (ocho ejecuciones de 9 comandos y dos ejecuciones de 17 comandos, como se muestra en la fila ‘Manual’ de ambas tablas). Esto significa que los sujetos necesitaron 2.32 veces el número de comandos que se necesitan con un control manual; este resultado se puede considerar aceptable, y por tanto el paradigma podría considerarse útil para navegar.

El número de ‘colisiones’ (‘Col.’ en la tabla) detectadas debe ser resaltado; de un total de 114 comandos de avance (de nuevo, sumando los resultados de ambas tablas, 76 + 38), 23 de ellos (12 + 11) hubieran llevado a los sujetos fuera del camino prefijado es decir, un 20.18%. Éste es un valor elevado, pudiendo estar relacionada la razón con las instrucciones dadas a los sujetos, cuyo objetivo era conseguir llegar al fin del camino lo antes posible. Ellos sabían que la colisión detenía el movimiento, por lo que es

posible que eligieran continuar avanzando mientras el sistema se lo permitiese para girar posteriormente desde el borde del camino. Otra posible razón es la percepción subjetiva de las distancias en el VE; la silla de ruedas podía acercarse hasta 0.25 m del borde exterior del camino, pero desde el punto de vista del sujeto no era sencillo determinar dónde se encontraba ese límite.

Los resultados relacionados con la habilidad de los sujetos para controlar las transiciones entre estados (columna ‘Cambios IC’) muestran que sólo cuatro cambios no deseados del IC al NC ocurrieron (a los sujetos se les pidió que completaran el camino lo más rápidamente posible, por tanto, todo cambio al NC puede considerarse como no deseado) de un total de 246 comandos, lo que deja una relación del 1.6%.

Otro resultado interesante es que la mayoría de los comandos se seleccionaron durante la primera vuelta de la barra, sólo alrededor del 17% de las selecciones en ambos caminos (columna ‘Extra (%)’) necesitaron un giro adicional.

La última columna muestra el tiempo medio de transición del estado NC al IC; de nuevo, los resultados (9.5 s y 15.6 s para los caminos 1 y 2, respectivamente) son mayores que los esperados tras el experimento anterior (5.78 s en la sesión de evaluación y 4.33 s en la de navegación). La razón de este comportamiento puede encontrarse en el hecho de que en este experimento la mayoría de los sujetos sólo necesitaron un cambio al IC (columna ‘Cambios IC’), que ocurría al principio de la prueba, cuando los sujetos estaban todavía adaptándose al sistema y con un nivel menor de concentración.

7.3.4.3 Conclusiones

La usabilidad del sistema está avalada por los resultados, y se deduce intuitivamente de la observación de la Figura 7-12, que muestra gráficamente los caminos seguidos por los usuarios, adaptados razonablemente bien al camino de referencia. Aunque el número de sujetos es muy bajo como para extraer conclusiones determinantes, estos resultados preliminares sugieren que es posible navegar libremente en un VE usando sólo una tarea de MI (discriminando entre dos clases: MI frente a reposo), lo que mantiene teóricamente al mínimo el error en la clasificación. El mapeo de estos estados mentales en un número mayor de comandos de navegación junto con el carácter continuo de los movimientos conseguidos, hace posible la movilidad a cualquier parte del VE gracias a un paradigma de interacción amigable. La interfaz es

fácilmente modificable de modo que puedan incluirse un número mayor de comandos (se verá en próximos apartados que un cuarto comando, el de retroceso, es incluido).

Se puede establecer una comparación en términos del tiempo y del total de comandos necesarios para alcanzar el objetivo. Sólo la segunda ejecución de S3 tuvo peores resultados que una ejecución anterior; es más, incluso este mismo sujeto mejoró sus resultados en la última ejecución en comparación con las dos anteriores.

En las figuras con los recorridos llevados a cabo (Figura 7-12) se observa que, al menos en los tramos rectos, en muy pocas ocasiones se conseguía mantener activo el comando en ejecución. Dicho de otro modo, los tramos rectos están marcados en su mayoría con símbolos intermedios que indican que los sujetos dejaron de ejecutar el comando ‘avance’, bien momentáneamente (un tiempo menor que el ‘tiempo de reset’), o bien necesitaron volver a seleccionar dicho comando. Esto puede deberse a la dificultad de mantener la tarea de MI activa durante el tiempo necesario. Una opción a estudiar podría ser que el control de un movimiento mantenido no necesitara que también la tarea de MI se mantuviese activa, sino que la MI se utilizase para iniciar o parar los movimientos.

A pesar de haber utilizado el cambio progresivo de color de la barra en los interfaces NC e IC, se detectó que dicho cambio podría representar una distracción para el sujeto, por lo que se optó por dejar la transición instantánea (en lugar de progresiva) para futuros experimentos.

Los resultados de este experimento se publicaron en una revista científica (Velasco-Álvarez et al., 2010a).

7.4 EXPERIMENTO 4

7.4.1 INTRODUCCIÓN

En el experimento 3 se ha presentado un paradigma de control de movimientos continuos basado en una sola tarea de MI. Tras la evaluación de los resultados de este experimento, se comprobó que los sujetos presentaban cierta dificultad para mantener mucho tiempo la tarea mental activa, de modo que para prolongar un avance o completar un giro amplio no lo hacían habitualmente de una sola vez, sino que era necesario para ellos hacer que la barra volviese a sobrepasar el umbral antes de que pasase el tiempo de reset, e incluso volver a seleccionar el mismo comando varias veces seguidas. Por esto, se pensó que podía ser apropiado proveer a los sujetos de una

facilidad adicional: permitirles que con la selección de un comando no sólo se activara el comando para ser mantenido mediante MI, sino que esta selección implicara la ejecución indefinida del comando de movimiento, para ser detenido mediante una nueva acción de selección del mismo. Es decir, una acción de MI activaría el movimiento, que se seguiría ejecutando hasta que, de nuevo mediante la MI se diera la orden de detenerlo. En uno de los trabajos citados en el capítulo 4 se usa un modo de interacción similar (Geng et al., 2007): el sujeto pasa al estado IC cuando durante cierto tiempo consigue mantener sólo activa la tarea mental ‘pies’; una vez en ese estado, el sujeto puede generar un comando de navegación (realizando giros a derecha o izquierda con sendas tareas de MI). Tras el giro, el sistema cambia de nuevo al estado NC y es entonces cuando se hace un movimiento continuo en la última dirección señalada. Para parar el movimiento, el sujeto debe volver a realizar la MI de los pies y llegar al estado IC en el que el movimiento se para y el sistema espera un nuevo comando. Otro grupo ha estudiado la opción de utilizar una tarea mental para activar o desactivar un estado (que se mantiene mientras tanto) basándose en la activación de la banda β tras la ejecución de una tarea de MI, (Solís-Escalante et al., 2010). Este tipo de acción para cambiar el estado de movimiento se suele denominar *switch* (conmutación).

En este experimento se propone una variación sobre el paradigma del experimento 3, para que el control de los movimientos continuos pase a hacerse de un modo como el mencionado en el párrafo anterior, mediante una acción de *switch*. Para evaluar la propuesta, se establecerá una comparación con el paradigma previo gracias a que dos grupos de sujetos harán las pruebas de ambos paradigmas.

7.4.2 DESCRIPCIÓN DEL PARADIGMA

Como se ha mencionado anteriormente, dos grupos de sujetos participaron en el experimento. Uno de los grupos de sujetos utilizó el mismo paradigma del experimento 3, mientras que el otro grupo lo hizo con la nueva versión del paradigma.

En Tabla 7-13 se muestra que hay varias diferencias con el experimento 3, la principal de ellas radica en el tipo de movimiento, pues éste soporta también el modo continuo, pero añade una nueva opción llamada ‘*switch*’. La otra diferencia significativa está en el tipo de interfaz de control, pues ahora se incluye el uso de audio para ejercer el control de los movimientos. Como se verá posteriormente, también difiere en el diseño del VE.

Exp.	Sincronía	Movimientos	Interfaz	Entorno	Comandos
1	Síncrono	Discretos	Visual	Virtual (OpenGL)	4
2	Asíncrono	Discretos	Visual	Virtual (VRML)	3
3	Asíncrono	Continuos	Visual	Virtual (VRML)	3
4	Asíncrono	Continuos/Switch	Visual y Auditiva	Virtual (OpenGL)	3

Tabla 7-13. Comparación entre los cuatro primeros experimentos

La selección de un comando se realiza como en los experimentos 2 y 3, con los mismos parámetros de configuración de la interfaz (ver apartado 7.2.2 para los detalles):

- ‘Tiempo de selección’.
- ‘Umbral de selección’.
- ‘Umbral de parada’.
- ‘Tiempo de reset’.

Al margen del control de los movimientos, que se verá en detalle posteriormente, la otra diferencia significativa con el experimento 3 se encuentra en el tipo de interfaz de control. En este caso, los sujetos recibían indicaciones auditivas durante la interacción con la interfaz gráfica. Cuando el estado cambiaba del IC al NC, escuchaban una voz en *off* con la palabra ‘espera’; el cambio del NC al IC se indicaba con la palabra ‘avance’, pues éste es el primer comando disponible en la interfaz tras el cambio. Cada vez que la barra indicaba a un nuevo comando, los sujetos podían oír la palabra correspondiente (‘avance’, ‘derecha’ o ‘izquierda’). Además de estos sonidos, en el VE se incluyeron algunos sonidos propios de un parque para aumentar la sensación de inmersión.

Al igual que en el experimento anterior, en éste se les pidió a los sujetos que recorrieran lo más rápidamente posible un camino hasta alcanzar un avatar situado al final de dicho camino. En este caso, para facilitar a los sujetos la percepción de los límites del camino, los bordes de éste estaban señalados con hileras de flores. Al igual que en el experimento anterior, si la ejecución de un comando llevaba la silla de ruedas hasta este borde, el movimiento se detenía, siendo necesario seleccionar un nuevo comando. El camino (Figura 7-13) constaba de cinco secciones (de dimensiones 10 x 3 m, 7.2 x 2 m, 7.2 x 3 m, 7.2 x 2 m y 6.5 x 3 m), con un total de 38 m de recorrido. Estas secciones se dispusieron de modo que los sujetos debían completar al menos dos giros de 45° en cada dirección. Las dimensiones de la silla de ruedas virtual eran de 1.17 x

0.75 m. En la Figura 7-13 se ha definido en gris los tramos curvos del camino, siendo éstos los tramos en los que los sujetos debían hacer girar la silla. Los tramos del 2 al 8 son de la misma longitud.

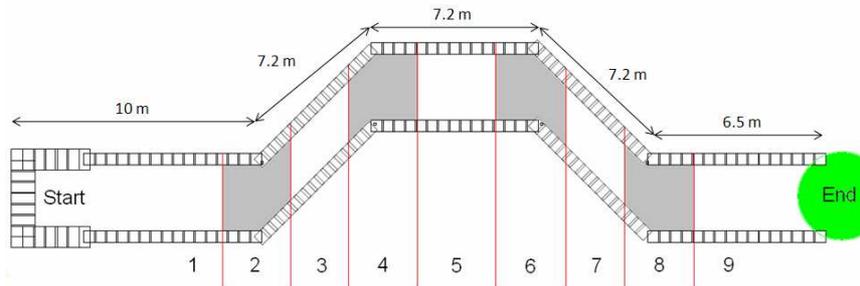


Figura 7-13. Camino dividido en tramos rectos y curvos.

En los dos siguientes apartados se describirá en detalle el modo de controlar cada una de las dos propuestas a comparar.

7.4.2.1 Modo Continuo

El funcionamiento del sistema en este modo es similar al descrito en el experimento anterior, como ya se ha dicho: una vez que se elige un comando, la silla de ruedas comienza a moverse en el VE, avanzando o girando a derecha o izquierda, a una velocidad fija mientras el sujeto mantenga activa la tarea de MI (haciendo que la barra de *feedback* supere el ‘umbral de selección’). Sin embargo, se mencionan aquí unos cambios respecto al anterior. En las conclusiones del experimento 3 se mencionó que el cambio progresivo de color de la barra de *feedback* podría suponer una distracción para el sujeto; por ello en este cuarto experimento la transición de colores (desde el azul al rojo, antes pasando por amarillo) se hace de manera repentina, no progresivamente como en el caso anterior. La barra (que se encuentra detenida al sobrepasar el ‘umbral de parada’) cambia de color azul a rojo. El funcionamiento detallado de este modo de control puede consultarse en la Figura 7-9 y en la Figura 7-10.

7.4.2.2 Modo Switch

El paradigma anterior ha demostrado ser útil, en especial para distancias cortas; sin embargo, si el sujeto quiere moverse distancias medias o largas, tendrá que mantener activa la tarea de MI el tiempo necesario hasta completar el movimiento, lo que puede hacer que el usuario se canse pronto del esfuerzo. Una posible solución es aplicar lo que ya se viene utilizando por otros grupos (Solis-Escalante et al., 2010) y denominan ‘*Brain Switch*’ (conmutador cerebral) al presente paradigma. Un sistema BCI basado en un ‘*switch*’ sólo distingue entre un estado predefinido (se viene llamando en esta Tesis

‘estado de reposo’) y una tarea mental específica (en este caso, una tarea de MI), por lo que encaja en el modo de operación del paradigma anterior (que se basa igualmente en la distinción entre sólo dos clases).

En la Figura 7-14 puede observarse un ejemplo de control en este modo, que se describe en el siguiente párrafo.

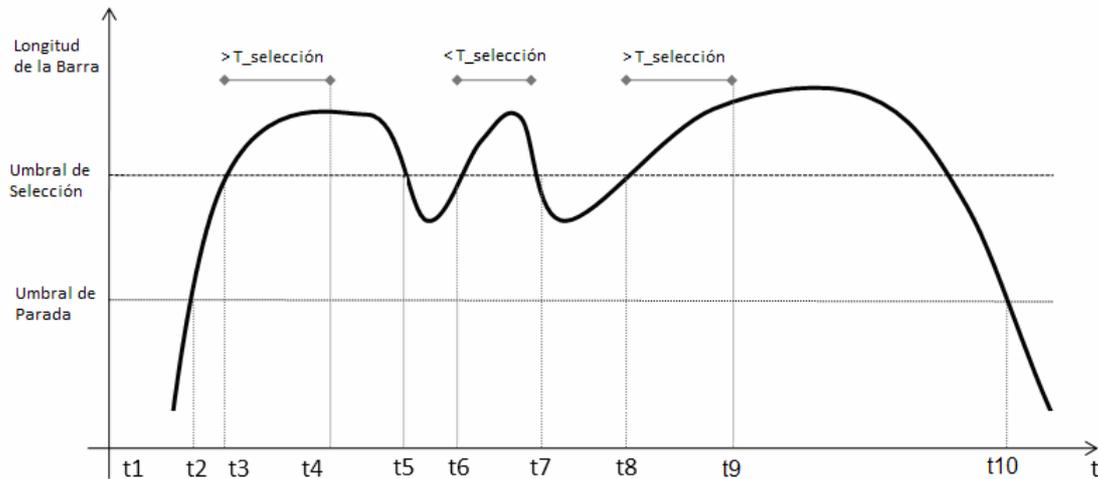


Figura 7-14. Control en modo ‘switch’. t1: comienza la MI, la barra está girando; t2: la barra se detiene; t3: comienza a contar el ‘tiempo de selección’; t4: se completa el ‘tiempo de selección’, el comando es elegido, la silla comienza a moverse y la barra cambia a color verde; t5: la barra baja del ‘umbral de selección’, habilitando la posterior desección del comando; t6: al sobrepasar la barra el ‘umbral de selección’ la silla se detiene, el ‘tiempo de selección’ comienza a contar; t7: el ‘tiempo de selección’ no se completa, no se deselecciona el comando, la silla retoma el mismo movimiento; t8: la silla se detiene, comienza de nuevo a contarse el ‘tiempo de selección’; t9: se completa el ‘tiempo de selección’, el comando es deseleccionado, la barra recupera su color azul, habilitando una posterior selección; t10: la barra retoma su movimiento giratorio.

En este caso concreto, la aplicación del modo *switch* consigue que en lugar de mantener el comando activo (movimiento de la silla) mientras la barra supera el ‘umbral de selección’, esta extensión voluntaria de la barra se utilice para cambiar el estado de la silla: si estaba parada, comienza el movimiento, si se estaba moviendo, se para. Una vez que el comando se elige, comienza el movimiento (como en el caso continuo), pero ahora el color de la barra se vuelve verde; la indicación al sujeto en este caso es que se mantendrá el movimiento mientras la barra esté verde, aunque el sujeto no ejecute la MI. La principal diferencia con respecto al otro modo de operación es que cuando la barra se acorte más allá del ‘umbral de selección’, el movimiento no se detiene, sino que se mantiene hasta que el sujeto hace que ésta de nuevo supere dicho umbral; en ese momento la silla se detiene temporalmente. Para que la detención ocurra de manera definitiva, el comando debe ser deseleccionado. Para ello, es preciso en primer lugar que la barra baje del ‘umbral de selección’ al menos un instante después de la selección. Tras eso, como en el caso de la selección de un comando, si la barra supera de nuevo el

‘umbral de selección’ durante el ‘tiempo de selección’, el comando es deseleccionado, la barra recupera su color azul y retoma el giro en la interfaz gráfica. Debido a la diferente temporización en el control de los movimientos (se necesita una acción extra para detenerlos), la velocidad fija de avance y giro de la silla se impuso sensiblemente menor que en el modo ‘continuo’.

7.4.3 METODOLOGÍA

Al respecto de la metodología, no hubo cambios respecto al experimento previo en cuanto al registro de las señales, el procesado de señal, o al clasificador usado.

Un primer cambio importante se observa en la fase de entrenamiento inicial. Como se comentó en el apartado 6.2.1, se han usado dos técnicas con una estructura similar. En los tres experimentos descritos hasta ahora, este entrenamiento (que incluye la calibración del sistema para adaptarlo a cada sujeto) se basó en un paradigma utilizado ampliamente entre los grupos de investigación dedicados a los sistemas BCI: el paradigma síncrono basado en la extensión de una barra a derecha o izquierda con la realización de sendas tareas mentales (Figura 6-10, izquierda). Sin embargo, en este experimento se introdujo el uso de técnicas de VR en esta primera fase de entrenamiento, pues permite mejorar el rendimiento de los usuarios, aumentando su motivación (Ron-Angevin & Díaz-Estrella, 2009). En el resto de experimentos que se describirán en este capítulo se continuó utilizando este nuevo paradigma de entrenamiento. El cambio consiste en sustituir las indicaciones visuales del paradigma anterior (una flecha a derecha o izquierda y una barra extendiéndose en ambos sentidos) por un VE en el que las indicaciones de la tarea mental a realizar vienen dadas por la presencia de un charco en uno de los carriles exteriores de una carretera de tres carriles (el sujeto debe realizar una tarea mental que le lleve a esquivar estos charcos), y la realimentación consiste en el movimiento en tiempo real de un coche dentro de esa carretera según los resultados del clasificador (Figura 6-10, derecha).

Otro cambio significativo aparece en la creación del VE en el que los sujetos navegarán. Aunque el VE es muy similar al anterior (un camino a seguir dentro de un parque), se desarrolló con otras técnicas mucho más potentes que el VRML 2.0 de anteriores experimentos. En este caso se utilizó OpenGL, como ya se ha explicado en el apartado 6.1.3.1, para conseguir VE mucho más atractivos y versátiles entre otros factores, gracias al uso de visión estereoscópica (en la Figura 7-15 puede observarse el

entorno desarrollado). Para la parte auditiva, se contó con OpenAL, y para la interacción física, ODE (*Open Dynamics Engine*). La comunicación entre Matlab (con que se hace el procesamiento de señal) y el VE se estableció mediante conexiones basadas en TCP/IP (ver Figura 6-3), lo que permite usar diferentes computadoras para la adquisición y procesamiento de las señales, y para la simulación y proyección del entorno. Los sujetos observaban el VE en la misma pantalla de proyección de los experimentos previos, pero en éste se añadió la visión estereoscópica y sonidos en el VE, por lo que llevaban unas gafas polarizadas y auriculares.

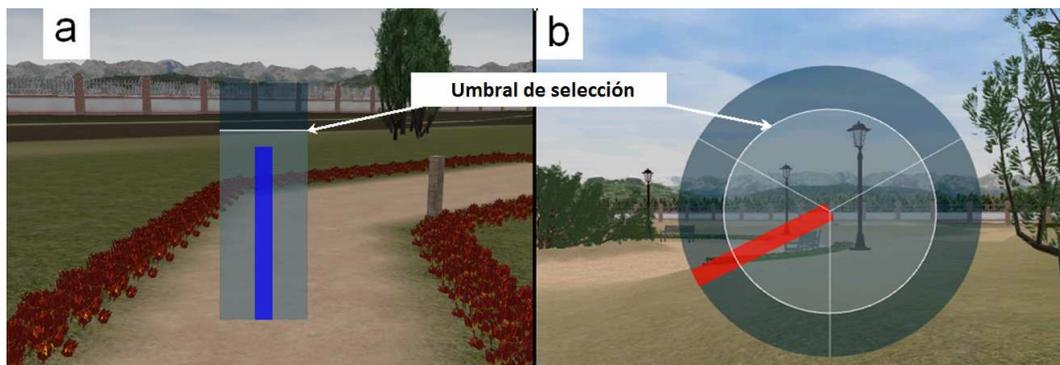


Figura 7-15. Interfaces NC (a) e IC (b) en el nuevo entorno desarrollado en OpenGL.

Al tratarse de comparar dos paradigmas de control, como ya se ha detallado en el apartado 6.2.1.2, se decidió hacer un estudio basado en la división aleatoria de dos grupos con un elevado número de sujetos en cada uno para realizar un análisis inter-grupos. Catorce sujetos sin experiencia previa en BCI participaron en el experimento. Fueron seleccionados de entre un número mayor de voluntarios según sus resultados en una primera sesión de entrenamiento sin *feedback*. Se realizó una división en dos grupos de siete sujetos de modo aleatorio; sin embargo, tres sujetos del segundo grupo fueron posteriormente descartados debido a su falta de control en las sesiones de entrenamiento con *feedback*. La edad media era de 21.8 y 22.5 años para cada grupo respectivamente.

La fase de navegación quedó compuesta por la sesión de adaptación al paradigma y una sesión de navegación, como muestra la Figura 7-16.

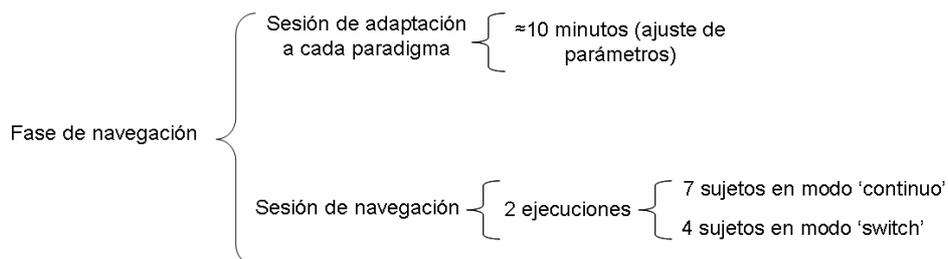


Figura 7-16. Sesiones que componen la fase de navegación del experimento 4.

Como se mencionó en el apartado 7.3.3, los parámetros ‘umbral de selección’, ‘umbral de parada’ y ‘tiempo de reset’ quedaron fijos para los experimentos a los valores por defecto: 70% y 60% del nivel máximo para sendos umbrales y 1 s para el ‘tiempo de reset’. En cuanto al parámetro ‘tiempo de selección’ sí se ajustaba para cada sujeto en la fase de adaptación al paradigma. El valor medio para este valor en este experimento fue de 0.9 s.

7.4.4 RESULTADOS Y DISCUSIÓN

7.4.4.1 Fase de Entrenamiento Inicial

En la Tabla 7-14 se muestran los porcentajes de la ‘tasa de error’ en la fase de entrenamiento inicial, junto a la ‘banda de frecuencias’ elegida para cada sujeto. Los sujetos se han nombrado SC1 a SC7 para los del modo Continuo, y SS8 a SS11 para los del modo ‘switch’.

Sujeto	Tasa de error(%)	Banda de frecuencias (Hz)
SC1	25	10-14
SC2	33	9-12
SC3	17,5	10-13
SC4	28	8-12
SC5	25	8-13
SC6	25,5	9-12
SC7	23,5	10-13
SS8	23	8-11
SS9	25	11-13
SS10	29	11-14
SS11	32	10-14
Media ± SD	26±4.3	(9.4±1.1)–(12.8±0.9)

Tabla 7-14. Resultados de la clasificación y bandas de frecuencias en la fase de entrenamiento del experimento 4, sesión sin *feedback*.

7.4.4.2 Fase de Navegación

Aunque el modo continuo ya se probó en el experimento anterior, es necesario incluirlo de nuevo en este estudio para disponer de resultados como ‘grupo de control’, ya que hay diferencias que no hacen posible comparar los resultados con los de aquel experimento: las pruebas en este cuarto experimento se llevaron a cabo en un VE diferente (con mucho mayor grado de realismo y uso de visión estereoscópica) y con un

Capítulo 7

camino diferente a seguir. En la Tabla 7-15 se muestran los resultados obtenidos por el grupo ‘continuo’ y en la Tabla 7-16 los del grupo ‘switch’, incluyendo ambas la media de los resultados de cada grupo. Los parámetros que se evaluaron como resultados en este experimento son algunos de los del experimento 3:

- ‘Número de comandos’. El número total de comandos que necesitaron para alcanzar el objetivo (tanto de cada tipo, como en total).
- ‘Tiempo empleado’. El tiempo que tardaron en navegar en el VE hasta alcanzar el objetivo.
- ‘Colisiones’. Número de veces que los sujetos colisionaron con el borde del camino.

Sujeto	Ejec.	Tiempo(s)	Comandos				Col.
			A	D	I	T	
SC1	1	862	33	26	24	83	23
	2	551	19	17	18	54	8
	Media	706.5	26	21.5	21	68.5	15.5
SC2	1	1214	30	38	31	99	12
	2	771	34	25	30	89	32
	Media	992.5	32	31.5	30.5	94	22
SC3	1	198	10	5	4	19	5
	2	381	15	12	14	41	9
	Media	289.5	12.5	8.5	9	30	7
SC4	1	470	22	11	13	46	18
	2	249	7	7	2	16	2
	Media	359.5	14.5	9	7.5	31	10
SC5	1	174	12	2	3	17	4
	2	749	26	25	22	73	19
	Media	461.5	19	13.5	12.5	45	11.5
SC6	1	519	19	18	15	52	15
	2	686	29	21	19	69	21
	Media	632.5	24	19.5	17	60.5	18
SC7	1	721	19	17	24	60	5
	2	544	17	25	17	59	8
	Media	632.5	18	21	20.5	59.5	6.5
Todos (SC1-7)	-	-	292	249	236	777	181
Media	-	577,7±284,9	20,8±8,5	17,7±9,8	16,8±9,2	55,5±26,2	12,9±8,7

Tabla 7-15. Resultados del grupo ‘continuo’. Para cada sujeto y ejecución (‘Ejec.’): ‘tiempo empleado’ para terminar el camino (‘Tiempo(s)’), ‘número de comandos’ de cada tipo (‘A’, ‘D’, ‘I’ y ‘T’ para ‘avance’, ‘derecha’, ‘izquierda’ y ‘total’, respectivamente) y ‘número de colisiones’ (‘Col.’).

No se han tenido en cuenta otros valores como el ‘tiempo NC’, el número de ‘giros extras’ o de ‘Cambios IC’ porque dejan de comprobarse tras los resultados del experimento anterior tenían muy pocas ocurrencias en la sesión de navegación.

Al igual que en el experimento anterior, en las tablas, los resultados promediados sobre las dos ejecuciones aparecen sin el valor de desviación típica. Sí se incluye este valor en la media sobre todos los sujetos.

Es preciso mencionar que el criterio de contabilización de comandos en este caso no ha sido el mismo que en el experimento previo. En este cuarto experimento (y en los consecutivos experimentos de este capítulo) los resultados de las tablas corresponden a selecciones de comandos. Si una vez seleccionado un comando se ejecuta el movimiento en varios pasos gracias al efecto del ‘tiempo de reset’ que permite retomar el movimiento, sólo se contabilizará como una selección (esto también computó así en el experimento anterior). Sin embargo, a diferencia de aquél, en este experimento si se selecciona varias veces seguidas un comando no se anota como un solo movimiento.

Sujeto	Ejec.	Tiempo(s)	Comandos				Col.
			A	D	I	T	
SS8	1	1083	33	21	26	80	26
	2	788	20	18	18	56	15
	Media	935.5	26.5	19.5	22	68	20.5
SS9	1	877	21	19	18	58	7
	2	630	10	7	11	28	6
	Media	753.5	15.5	13	14.5	43	6.5
SS10	1	963	37	35	30	102	28
	2	928	29	30	30	89	17
	Media	945.5	33	32.5	30	95.5	22.5
SS11	1	876	16	21	20	57	6
	2	1024	12	7	7	26	10
	Media	950	14	14	13.5	41.5	8
Todos (SS8-11)	-	-	178	158	160	496	115
Media	-	896,1±141,4	22,2±9,8	19,7±9,7	20±8,4	62±27,2	14,3±8,7

Tabla 7-16. Resultados del grupo ‘switch’.

Como se explicó en el apartado 6.2.2.3, para el análisis comparativo de los resultados de ambos paradigmas se utilizó una prueba ‘t de Student’ para grupos independientes. Este análisis no mostró diferencias estadísticamente significativas entre ambos modos en relación al número medio de ‘comandos’ y ‘colisiones’; es decir, aunque las medias de ambos parámetros son más bajas para el modo continuo (55 comandos para el modo continuo, 62 para el *switch*; 12.9 colisiones para el modo

continuo, 14.4 para el *switch*), no hay significatividad estadística en dicha diferencia. Sin embargo, sí que se encuentran diferencias significativas en los resultados de ‘tiempo empleado’ (los resultados concretos de la prueba son $t(20)=-2.938$; $p<0.004$); en este caso, los sujetos del modo continuo muestran una media significativamente menor (media = 577.7 ± 284.9 s para el modo ‘continuo’, frente a media = 896.1 ± 141.4 s para el ‘*switch*’). Que los sujetos del modo ‘continuo’ terminaron más rápidamente el camino es algo que se puede observar directamente en la media de ‘tiempo empleado’ de las tablas. Sin embargo, el hecho de que haya significatividad estadística en la diferencia de las medias implica que se puede deducir que el modo continuo es significativamente más rápido que el modo *switch*.

Por otro lado, es preciso mencionar que los resultados de ‘tiempo empleado’ y número de ‘colisiones’ de la Tabla 7-15 son notablemente altos (es decir, ejecuciones lentas y con muchas colisiones). Un análisis estadísticamente más débil, de ‘correlación bivariada’, se aplicó a ambos grupos, mostrando una consistencia interna entre ambas variables (con resultados $r=0.74$, $p \leq 0.01$ para el caso ‘continuo’; $r=0.48$, $p \leq 0.05$ para ‘*switch*’). Este hecho muestra que los resultados están ligados en ambos grupos, como era de esperar, pues un sujeto que incurre en muchas colisiones necesitará tiempo extra para corregir su trayectoria y terminar su camino.

En cuanto al número de colisiones y comandos, otra comparación puede establecerse, en función de la topografía del camino: la Figura 7-13 muestra cómo el camino puede dividirse en tramos rectos y curvos (los tramos del 2 al 8 son de la misma longitud). En la Tabla 7-17 puede verse el número de comandos y colisiones para cada tipo de tramo y modo de control.

Tramo	Modo	Media \pm SD		
		Avances	Giros	Colisiones
Recto	Continuo	7.1 \pm 3.4	9.9 \pm 7.1	3.5 \pm 3.3
	Switch	6.5 \pm 3.6	8.3 \pm 7.6	3.5 \pm 3.0
Curvo	Continuo	14.6 \pm 6.7	27.1 \pm 13.7	10.7 \pm 6.7
	Switch	14.5 \pm 9.9	30.9 \pm 20.3	10.6 \pm 8.9

Tabla 7-17. Diferencias en cada modo para tramos rectos y curvos. En el caso ‘continuo’ la media se calcula sobre 14 ejecuciones, mientras que en el modo ‘switch’ se hace sobre 8.

Aunque en la comparación de la Tabla 7-17 tampoco se encontraron diferencias significativas, sí que se observa que la media del ‘número de comandos’ varía en cada modo de control para los distintos tipos de tramo. Es decir, en los tramos rectos la media del modo continuo muestra más comandos de ‘avance’ y giro en ambos sentidos (7.1

avances y 9.9 giros en el modo continuo, frente a 6.5 avances y 8.3 giros en el *switch*), por lo que puede pensarse que el modo *switch* ha sido más eficiente en dicho tipo de tramos. Por otro lado, en los tramos curvos la media de avances es muy parecida (14.6 frente a 14.5), pero en cuanto a comandos de giro sí se aprecia el efecto contrario al detectado en los tramos rectos, es decir, que en las curvas el modo continuo necesita como media menos giros que el modo *switch* (27.1 del modo continuo frente a 30.9 del modo *switch*).

7.4.4.3 Conclusiones

Un hecho que llama la atención son los altos valores de los parámetros obtenidos en la Tabla 7-15 en comparación con los resultados del experimento anterior (aun tratándose de diferentes entornos). Estos valores pueden ser debidos a la complejidad del camino, que resultó ser demasiado estrecho (especialmente en las zonas curvas) para una silla de ruedas de las dimensiones mencionadas en un apartado anterior. Por esta razón, los sujetos se vieron obligados a maniobrar en las esquinas para poder moverse adecuadamente. Se intenta recordar con esto que el sujeto no se movía en el VE como si fuese ‘un punto’ sin dimensiones, sino que cualquier parte de la silla podía colisionar con los bordes del camino (como ocurriría efectivamente en un entorno real). La altura del punto de vista y el ancho del campo de visión de éste no se ajustaron para cada sujeto, por lo que algunos sujetos tuvieron problemas al moverse en el VE porque continuamente colisionaban con objetos que no veían (los bordes del camino estaban marcados con hileras de flores), al estar estos justo debajo del punto de vista. Finalmente, otro argumento que puede explicar los altos valores obtenidos es la presencia de muchos estímulos (visuales y auditivos) que pueden perturbar la atención del sujeto y empeorar su rendimiento. A pesar de que los resultados obtenidos sean peores de los esperado (posiblemente por factores externos al paradigma en sí), puede establecerse una comparación ente ambos modos de control propuestos, ya que todos los sujetos participaron en el experimento en las mismas condiciones.

Los resultados muestran que para los sujetos que utilizaron la interfaz en modo continuo fue más fácil conseguir el control de la silla de ruedas (necesitaron menos ‘tiempo empleado’ y ‘número de comandos’ e incurrieron en menos ‘colisiones’). Aunque no haya diferencias significativas en cuanto al ‘número de comandos’, los resultados de la Tabla 7-17 sugieren una variación interesante: el número medio de avances en un tramo recto es menor en el modo ‘switch’ (como era de esperar). Por otro

lado, el número medio de comandos de giro en los tramos curvos es menor para el modo continuo. De estos datos surge la posibilidad de aplicar al sistema una interfaz híbrida, que funcionaría de un modo ‘continuo’ cuando se seleccionase un comando de giro, y que lo haría en modo ‘switch’ al elegir el comando avance.

En el siguiente experimento (descrito en el próximo apartado) se optó por continuar con el modo continuo del paradigma, descartando la posibilidad del *switch* o del híbrido, para continuar refinando el ya paradigma conocido y con una usabilidad avalada por los experimentos anteriores.

De las aportaciones de este experimento, sí se continuará con el uso de la interfaz auditiva, como se explica en el experimento 5.

Los resultados de este experimento fueron presentados en un congreso internacional (Velasco-Álvarez et al., 2010b).

7.5 EXPERIMENTO 5

7.5.1 INTRODUCCIÓN

Hasta ahora, se ha planteado una interfaz que ha evolucionado en los tres primeros experimentos hasta presentar una interfaz de control visual asíncrona que permitía el control de movimientos continuos en VE. En el experimento 4 se añadió la interfaz auditiva de manera simultánea a la visual y se probó una variante en el tipo de control (*switch*) que se ha descartado, como se explica en las conclusiones de dicho experimento. El objetivo final de esta investigación es poder aplicar dichos paradigmas de control a un dispositivo real. Dado que hasta ahora las interfaces visuales se superponían de modo semitransparente al VE, para dar el paso a un entorno real es preciso cambiar la forma de presentación del paradigma. Para ello, varias soluciones podrían ser adoptadas:

- Una opción pasaría por disponer de una pantalla en la que presentar la interfaz gráfica, a la que el sujeto tendría que mirar para ejercer el control sobre el dispositivo en el entorno real. Por ejemplo, en el caso del control sobre una silla de ruedas, se podría acoplar un ordenador portátil a ésta, de modo que la pantalla del ordenador se situara a la vista del sujeto, sin que le obstruya todo el campo visual; en dicha pantalla aparecerían los estímulos o el *feedback* (por ejemplo, en un caso de uso de SSVEP o en clásico paradigma *oddball*). Esta solución se ha usado en algunos

trabajos (Iturrate et al., 2009; Rebsamen et al., 2010); sin embargo, parece no ser la más adecuada para controlar una silla en movimiento, pues puede ser una fuente de distracción del sujeto (al tener que cambiar su foco de atención del entorno real a la pantalla), además de limitar el campo visual del sujeto. Si un sistema BCI se propone para controlar una silla de ruedas, éste debería permitir al usuario ver todo el entorno posible todo el tiempo. Además, si se piensa en el caso de que personas con severas discapacidades usaran el sistema, el hecho de tener que mover la mirada del entorno a la pantalla podría suponer una limitación en caso de que no tuvieran capacidad de controlar la mirada (como ocurre con pacientes en estados avanzados de ALS).

- Una alternativa podría ser sustituir la interfaz gráfica por una auditiva, de modo que los sujetos pudieran prestar atención a la interfaz de control sin que su mirada tuviera que desviarse del entorno real.

Teniendo esto en cuenta, en este experimento se verá la sencilla adaptación del sistema propuesto a lo largo de esta Tesis para utilizar una interfaz sólo auditiva. Se hará una comparación de resultados de uso de ambas interfaces, la visual y auditiva, frente a solamente la auditiva. Es preciso mencionar los varios usos que la palabra ‘auditivo’ puede tener en relación a los sistemas BCI: en la mayoría de los trabajos, se refiere al uso de estímulos auditivos que provocan posibles ERP (Furdea et al., 2009; Halder et al., 2010; Hill et al., 2005; Kanoh et al., 2008; Klobassa et al., 2009; Sellers & Donchin, 2006); en otros casos se usa el audio como *feedback* para el sujeto, o como indicador de las tareas mentales cuando los sujetos tienen que autorregular la tarea mental (ya sea por SCP, (Pham et al., 2005), o SMR, (Nijboer et al., 2008)). Siguiendo una línea parecida a la de los dos últimos trabajos mencionados, el paradigma del experimento 5 se basó en el audio para indicar a los sujetos cuándo podían seleccionar cada comando de navegación.

Ya se he mencionado que en el experimento anterior ya se incluyó una interfaz auditiva simultánea a la visual. Como todos los sujetos habían participado en dos ejecuciones en las que el control se llevaba a cabo utilizando la interfaz gráfica junto con indicaciones auditivas sincronizadas con éste, los sujetos estaban preparados para dar el paso de modo que sólo se utilizase la interfaz auditiva, quitando la interfaz gráfica de la pantalla para que pudieran prestar más atención al VE. Dado que el tipo de control que se planteaba para este quinto experimento era el modo continuo, los sujetos del

experimento 4 que pertenecían al grupo que utilizó dicho paradigma participaron en una nueva sesión de navegación en la que el control se llevaba a cabo sólo con la interfaz auditiva, en el mismo VE y con el mismo objetivo: alcanzar el final del camino.

7.5.2 DESCRIPCIÓN DEL PARADIGMA

En la Tabla 7-18 se observa cómo en este experimento se retoman los movimientos exclusivamente continuos. La principal diferencia con los experimentos 3 y 4 en está en el tipo de interfaz, que por primera vez en esta serie de experimentos se prueba de tipo auditivo: los sujetos escuchaban una indicación que les señalaba qué comando de navegación podía ser elegido en cada momento, así ellos podían decidir si llevar a cabo la MI para seleccionarlo o si esperaban a que se anunciase otro comando disponible.

Exp.	Sincronía	Movimientos	Interfaz	Entorno	Comandos
1	Síncrono	Discretos	Visual	Virtual (OpenGL)	4
2	Asíncrono	Discretos	Visual	Virtual (VRML)	3
3	Asíncrono	Continuos	Visual	Virtual (VRML)	3
4	Asíncrono	Continuos/Switch	Visual y Auditiva	Virtual (OpenGL)	3
5	Asíncrono	Continuos	Visual y Auditiva Auditiva	Virtual (OpenGL)	3

Tabla 7-18. Comparación entre los cinco primeros experimentos.

La interfaz auditiva que se utilizó en este quinto experimento es la misma que se utilizó en el experimento anterior simultáneamente con la interfaz gráfica, con la misma temporización y los mismos parámetros de configuración de la interfaz (ver apartado 7.2.2 para los detalles):

- ‘Tiempo de selección’.
- ‘Umbral de selección’.
- ‘Umbral de parada’.
- ‘Tiempo de reset’.

En el caso de la navegación en este experimento se eliminó la interfaz gráfica. Al comenzar la prueba, los sujetos escuchaban una voz en *off* con la palabra ‘espera’, lo que indicaba que estaban en el estado NC. Cuando posteriormente el estado cambiaba del IC al NC, la indicación era la misma. Si los sujetos ejecutaban la MI de mano derecha haciendo que la barra de *feedback* (ahora invisible) superase el ‘umbral de

selección' durante el 'tiempo de selección, el sistema cambiaba al estado IC, y se indicaba con la palabra 'avance', pues éste era el primer comando disponible en la interfaz tras el cambio de estado. Si los sujetos ejecutaban la tarea de MI podían seleccionar dicho comando. Tras cierto tiempo en que la barra invisible giraba apuntando todavía al comando 'avance' (tiempo variable, ya que el giro se detenía si se superaba el 'umbral de parada'), ésta apuntaba al siguiente comando, indicándose mediante sonido con la correspondiente palabra ('derecha', 'izquierda' o 'avance'). Como en los casos anteriores, si se completaban dos giros completos de la barra sin seleccionar ningún comando, se volvía al estado NC (los sujetos escuchaban entonces la palabra 'espera').

En cuanto al *feedback*, se probó en primer lugar con un tono cuya frecuencia variaba con la extensión de la barra, de modo que los sujetos supiesen cuándo estaban consiguiendo alargar la barra, y cuándo sobrepasaba ésta el 'umbral de selección'. Sin embargo, se comprobó que a los sujetos les resultaba difícil asimilar el tono como *feedback* cuando al mismo tiempo escuchaban las indicaciones de los diferentes comandos. Se optó finalmente por eliminar el *feedback* auditivo, de modo que el propio movimiento de la silla virtual representaba la retroalimentación que indicaba al sujeto cómo estaba siendo su rendimiento con el sistema.

El camino a recorrer en el VE era el mismo del experimento 4.

7.5.3 METODOLOGÍA

Como se ha mencionado en la Introducción, este experimento se planteó como un paso más del experimento 4, en el que los sujetos de uno de los grupos continuaron con una nueva sesión de navegación con el paradigma auditivo. De los siete sujetos del grupo 'continuo', todos salvo SC2 participaron en este experimento.

De este modo, la fase de entrenamiento inicial es la misma que en el experimento 4.

En cuanto a la fase de navegación, las sesiones que la forman quedan reflejadas en la Figura 7-17.

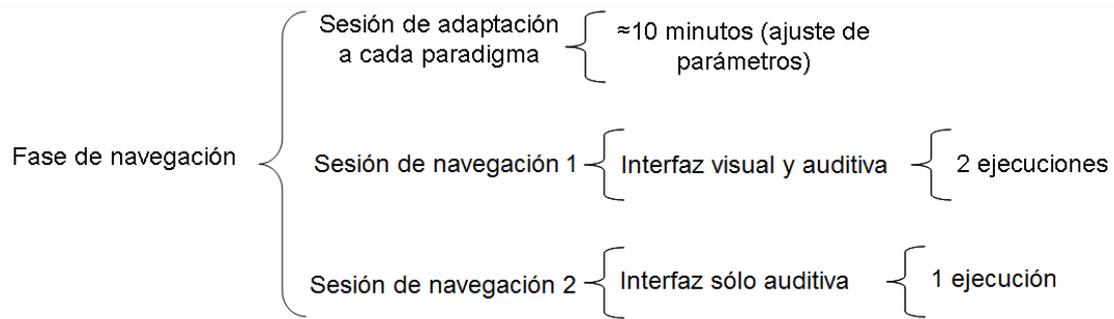


Figura 7-17. Sesiones que componen la fase de navegación del experimento 5.

Tanto la sesión de adaptación al paradigma como las dos ejecuciones de la sesión de navegación 1 son las mismas que en el experimento 4. En este experimento se añade la sesión de navegación 2, donde el control se lleva a cabo sólo con la interfaz auditiva. El hecho de continuar con los mismos sujetos del experimento anterior respondía a dos propósitos: por un lado, aquí se planteó un protocolo de entrenamiento en el que se adquiriera un aprendizaje sobre el control del paradigma de manera progresiva, utilizando primero ambas interfaces al mismo tiempo para pasar luego a utilizar sólo la auditiva. Por otro lado, al añadir una sesión de navegación en las mismas condiciones y entorno, se podían comparar fácilmente los resultados de ambas sesiones.

7.5.4 RESULTADOS Y DISCUSIÓN

7.5.4.1 Fase de Entrenamiento Inicial

Los sujetos que participaron en este experimento lo hicieron como continuación del experimento anterior, por lo que no pasaron de nuevo por la fase de entrenamiento inicial. Los resultados en esta fase pueden verse en la Tabla 7-14.

7.5.4.2 Fase de Navegación

En el experimento 4 se evaluaron los resultados de dos ejecuciones con las interfaces visuales y auditivas simultáneamente (Tabla 7-15); en este experimento se hará una comparación de la última ejecución de la sesión de navegación 1 (usando ambas interfaces) frente a la nueva sesión de navegación (que consta de una sola ejecución) en la que sólo se utiliza la auditiva. Los parámetros que se estudiarán son los mismos que en el experimento anterior:

- ‘Tiempo empleado’.
- ‘Número de comandos’
- Número de ‘colisiones’.

En la Tabla 7-19 se pueden ver los resultados de cada sujeto para cada interfaz. Los resultados de la ejecución con la interfaz ‘Visual+Auditiva’ corresponden a los de la ejecución 2 de la Tabla 7-15, en el experimento 4.

Sujeto	Interfaz	Tiempo(s)	Comandos				Col.
			A	D	I	T	
SC1	Visual+Auditiva	551	19	17	18	54	8
	Auditiva	647	20	32	18	70	6
SC3	Visual+Auditiva	381	15	12	14	41	9
	Auditiva	521	20	19	14	53	9
SC4	Visual+Auditiva	249	7	7	2	16	2
	Auditiva	658	22	19	16	57	16
SC5	Visual+Auditiva	749	26	25	22	73	19
	Auditiva	486	18	13	15	46	13
SC6	Visual+Auditiva	686	29	21	19	69	21
	Auditiva	441	18	14	11	43	10
SC7	Visual+Auditiva	544	17	25	17	59	8
	Auditiva	775	24	35	33	92	14
Todos	Visual+Auditiva	-	113	107	92	312	67
	Auditiva	-	122	132	107	361	68
Media	Visual+Auditiva	526,6±186,5	18,8±7,9	17,8±7,2	15,3±7	52±20	11±7,3
	Auditiva	588±126,3	20,3±2,3	22±9,2	17,8±7,7	60±18,2	11,3±3,6

Tabla 7-19. Resultados del experimento 5. Para cada sujeto e interfaz: ‘tiempo empleado’ para completar el camino, ‘número de comandos’ de cada tipo (‘A’, ‘D’, ‘I’ y ‘T’ para ‘avance’, ‘derecha’, ‘izquierda’ y ‘total’, respectivamente) y número de ‘colisiones’ (‘Col.’).

En Tabla 7-19 se observa que para la mayoría de los sujetos, la ejecución con la interfaz auditiva fue más lenta y con mayor número de comandos totales, aunque existe mucha variabilidad en todos los resultados. Para comprobar si estadísticamente existen diferencias significativas entre ambas interfaces se promediaron los resultados entre todos los sujetos para cada uno de los parámetros medidos. En la Tabla 7-20 se comparan las medias parámetro a parámetro para ambas interfaces. Al tratarse de un mismo grupo experimental que pasó por dos condiciones diferentes (las dos interfaces), y tratándose de un número bajo de sujetos, se utilizó una prueba de ‘Wilcoxon’. En ella se observa que para ninguno de los parámetros existen diferencias estadísticamente significativas entre ambas interfaces ($p > 0.05$ para todos los parámetros); en otras palabras, el uso de la interfaz sólo auditiva no empeora los resultados, por lo que puede

considerarse que ambas son igualmente eficaces. De ello se deduce que los sujetos han aprendido a controlar el sistema con una interfaz auditiva con sólo tres sesiones de navegación.

Atendiendo a otros parámetros que se obtienen con dicho análisis, se mencionará que las columnas ‘suma de rangos negativos’ (‘SNR’) y ‘suma de rangos positivos’ (‘SPR’) se pueden interpretar del siguiente modo: al ser la SNR menor que la SPR en casi todos los parámetros (salvo en el número de ‘colisiones’ en que ambos parámetros son del mismo valor) significa que las diferencias negativas son menores que las positivas, es decir, hay puntuaciones menores en la primera condición, lo que aplicado al caso indica que los valores de la interfaz visual y auditiva son ligeramente mejores, aunque no de manera significativa.

Parámetro	Interfaz	Media	SD(s)	SNR	SPR	T	p
Tiempo	Visual+Auditiva	526.67 s	186.56	9	12	9	0.42
	Auditiva	588 s	126.37				
Avance	Visual+Auditiva	18.83	7.91	9	12	9	0.42
	Auditiva	20.33	2.34				
Derecha	Visual+Auditiva	17.83	7.28	6	15	6	0.23
	Auditiva	22.00	9.30				
Izquierda	Visual+Auditiva	15.33	7.03	3	7	3	0.31
	Auditiva	17.83	7.78				
Total	Visual+Auditiva	52.00	20.98	7	14	7	0.28
	Auditiva	60.17	18.26				
Colisiones	Visual+Auditiva	11.17	7.31	7.5	7.75	7.5	0.56
	Auditiva	11.33	3.67				

Tabla 7-20. Resultados promediados para cada tipo de parámetro del experimento 5. Para cada parámetro e interfaz: ‘media’, ‘desviación típica’ (SD), ‘suma de rangos negativos’ (SNR), ‘suma de rangos positivos’ (SPR), parámetro estadístico ‘T’ y ‘significatividad estadística’ (p).

7.5.4.3 Conclusiones

La propuesta de proceso de entrenamiento en el entorno, asociando ambas interfaces en una primera fase para luego dejar sólo la auditiva, queda respaldada por los resultados. En el campo de la Psicología se encuentran estudios que apoyan esta hipótesis: para Anderson (Anderson, 1982), el proceso de aprendizaje de nuevas habilidades pasa por tres fases de desarrollo. La primera, llamada fase ‘cognitiva’, incluye una codificación inicial de la habilidad mediante meditación verbal, en la que el sujeto ensaya interiormente con la información necesaria para la ejecución de la tarea.

Aplicado al caso que aquí se trata, puede darse como ejemplo lo que el sujeto puede estar pensando en las primeras ejecuciones frente a la interfaz: “cuando la barra apunte al comando ‘avance’, tengo que imaginar que muevo mi mano derecha para extender la barra y seleccionar el comando”. En la segunda fase, la ‘asociativa’, el sujeto interioriza el proceso, por lo que no se precisa de pensamientos verbales para ejecutarla; es decir, el sujeto ya sabe que tiene que imaginar que mueve su mano derecha en cierto momento, pero no piensa específicamente con palabras en ello. La última etapa se denomina ‘autónoma’, consiste en una evolución de la anterior en la que el sujeto pone en práctica la nueva habilidad. En el caso presente, el aprendizaje consiste en la interiorización de la imagen (interfaz visual) y su temporización en las primeras ejecuciones (las de la sesión de navegación del experimento 4) para finalmente depender sólo de los estímulos auditivos. La misma conclusión se señala en (Nijboer et al., 2008): un sujeto en una situación experimental inicial en la que se asocian la interfaz auditiva a la visual muestra un rápido aprendizaje del control de los comandos de interacción.

Otro punto a destacar es que las desviaciones típicas son relativamente altas en todos los parámetros, lo que indica que cada sujeto se adaptó de manera diferente a cada interfaz. Por otro lado, no existe una relación directa entre cada tipo de interfaz y la ejecución del camino (‘número de comandos’, ‘colisiones’ y ‘tiempo empleado’), lo que lleva a deducir que ninguna de las interfaces es intrínsecamente mejor que la otra (en cuanto a resultados se refiere).

El objetivo de esta prueba era confirmar la usabilidad de una interfaz sólo auditiva aplicada a un sistema BCI que controlase los movimientos continuos de una silla de ruedas virtual. Se buscaba una interfaz sólo auditiva porque esto facilitaría mucho el control de la silla de ruedas para una persona con discapacidades severas. El éxito en la ejecución del camino sin diferencias significativas en las variables evaluadas para ambos modos de interacción muestra la eficacia del método propuesto, ya que en pocas sesiones los sujetos han demostrado poder llegar a controlar el sistema sin necesidad de una interfaz gráfica. Por esta razón, en el experimento que se describirá a continuación se aplicará este método para controlar mediante el paradigma visto dispositivos reales en entornos experimentales.

El trabajo realizado en este experimento se presentó en un congreso científico internacional (Velasco-Álvarez, et al., 2011).

7.6 EXPERIMENTO 6

7.6.1 INTRODUCCIÓN

En el último experimento que se presentará en esta Tesis se busca aplicar la interfaz auditiva (probada en el experimento anterior) para controlar dispositivos reales en entornos también reales, aunque en situaciones controladas y experimentales. En el experimento 5 ya se demostró la viabilidad del paradigma auditivo para controlar una silla de ruedas en un VE, y entre sus conclusiones se mencionó que una adaptación desde la interfaz gráfica antes de utilizar la auditiva podía ser beneficiosa para el proceso de aprendizaje del sujeto. Dado que dicha interfaz gráfica es necesario implementarla en un VE, aquí se planteará una primera sesión de navegación también en un VE, desarrollado éste de manera similar al entorno real que se utilizará posteriormente (en la segunda sesión de navegación). El hecho de comenzar en un VE antes de pasar a un entorno real también responde a la hipótesis de que resultaría más fácil para los sujetos entrenarse en VR.

El experimento 6 tenía como objetivo que los sujetos controlasen con movimientos continuos (con cuatro comandos en este caso) un robot real mediante sólo dos tareas mentales. Para ello, se partió de la hipótesis de que tres niveles de adaptación podrían ser útiles en el proceso de entrenamiento:

1. Utilizar la interfaz en primer lugar en modo discreto, donde el control es más sencillo, antes de probarlo con movimientos continuos.
2. Utilizar previamente de manera simultánea la interfaz gráfica y la auditiva, antes de pasar a un control sólo basado en el audio (como se ha explicado anteriormente);
3. Comenzar el entrenamiento en un VE donde los sujetos se pueden sentir más seguros y tranquilos antes de intentar controlar un dispositivo real.

7.6.2 DESCRIPCIÓN DEL PARADIGMA

Las características que diferencian el experimento 6 del resto quedan reflejadas en la Tabla 7-21.

Exp.	Sincronía	Movimientos	Interfaz	Entorno	Comandos
1	Síncrono	Discretos	Visual	Virtual (OpenGL)	4
2	Asíncrono	Discretos	Visual	Virtual (VRML)	3
3	Asíncrono	Continuos	Visual	Virtual (VRML)	3
4	Asíncrono	Continuos/Switch	Visual y Auditiva	Virtual (OpenGL)	3
5	Asíncrono	Continuos	Visual y Auditiva Auditiva	Virtual (OpenGL)	3
6	Asíncrono	Discretos Continuos	Visual y Auditiva Auditiva	Virtual (OpenGL) Real (ePuck)	4

Tabla 7-21. Comparación entre los seis experimentos.

El paradigma de control que se utilizó en este experimento es el mismo que en el grupo ‘continuo’ del experimento 4 y, por tanto, el mismo que en el experimento 5. Al tratarse de un sistema asíncrono, se contemplan los estados NC e IC; los cambios entre éstos y el modo de seleccionar un comando es el mismo que el visto en el experimento anterior. En cuanto al tipo de movimiento que implica la selección del comando, en este experimento se soportan dos de los tipos vistos anteriormente: movimientos discretos (como en los experimentos 1 y 2) y continuos (como en los últimos experimentos). En cuanto al tipo de interfaz, al igual que en el experimento 5, se soporta un modo con una interfaz visual y auditiva y uno basado en una interfaz exclusivamente auditiva. Otra diferencia radica en el entorno donde se desarrollan los experimentos, pues en este último experimento se hacen pruebas en un VE y en un entorno real (en la Figura 7-18 se pueden observar ambos; el VE a la izquierda, el real a la derecha). Finalmente, al contrario que en algunos de los experimentos previos, en este caso se introdujo la opción de un cuarto comando, el de retroceso (ver Figura 7-18, izquierda).

La selección de un comando se hace del mismo modo que en los últimos experimentos descritos, con los mismos parámetros de configuración de la interfaz (ver apartado 7.2.2 para los detalles):

- ‘Tiempo de selección’.
- ‘Umbral de selección’.
- ‘Umbral de parada’.
- ‘Tiempo de reset’.

En el caso del control de movimientos continuos, el funcionamiento del sistema es idéntico a los experimentos anteriores.

En el caso de los movimientos discretos, sin embargo, sí hay una diferencia respecto al experimento 2: en aquél, tras cada comando se volvía al estado NC; en este

sexto experimento, tras la ejecución de un comando la barra de la interfaz gráfica retoma su giro para permitir la selección de otro comando.

Independientemente del tipo de movimiento (discreto o continuo), del tipo de interfaz (visual o auditiva) o del entorno (virtual o real), la tarea a cumplir era que los sujetos condujeran el robot por un camino desde la posición inicial hasta la final (marcadas con las palabras *Start* y *Goal* en la Figura 7-18), del modo más rápido posible, usando el mínimo número de comandos, preferiblemente avanzando (usando el retroceso para corregir errores) y evitando las colisiones con los bordes del camino.

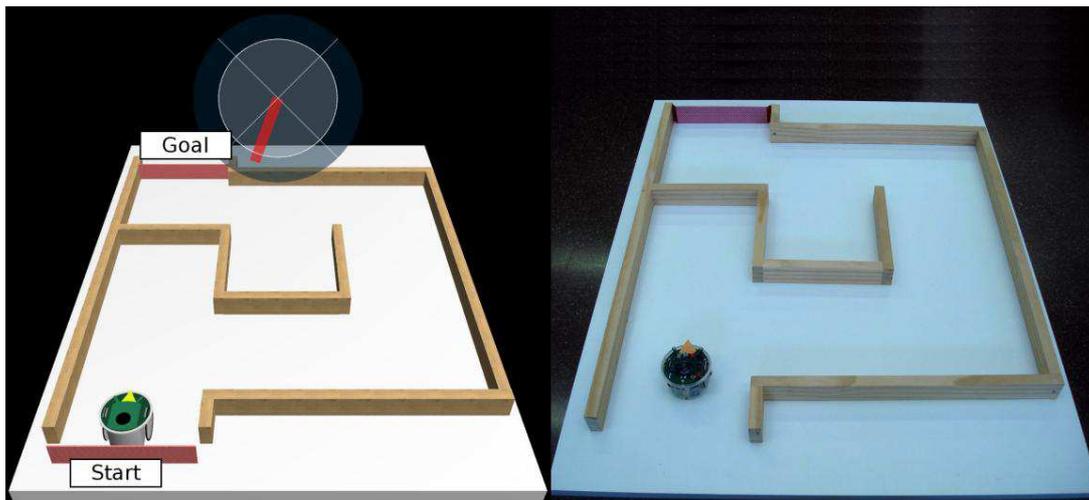


Figura 7-18. Robot simulado en el VE (izquierda) y robot real en el laberinto real (derecha).

En la fase discreta el robot (tanto virtual como real) estaba programado para dar giros discretos de 90° de amplitud y avanzar o retroceder una distancia fija de 14 cm. Por defecto, el retroceso era de 14 cm al igual que el avance; sin embargo, si el movimiento anterior era un avance que terminó en colisión, el movimiento hacia atrás no se hacía de 14 cm, sino de la misma longitud que el avance previo, dando así al sujeto la oportunidad de corregir su error volviendo al mismo punto.

El VE se diseñó para ser muy similar al real (en la Figura 7-18 pueden verse ambos): un pequeño laberinto de 70 x 95 cm, con los pasillos de 20 cm de anchura. El robot real era un ePuck, un dispositivo desarrollado con fines educativos en la Escuela Politécnica Federal de Lausana, EPFL, presentaba una forma cilíndrica de 7.5 cm de diámetro y 4.7 cm de altura (www.e-puck.org). El robot virtual se diseñó para ser muy similar a éste. El robot se configuró (en ambos entornos, real y virtual) para que se moviese a una velocidad de 3.9 cm/s, que girase a $42.9^\circ/\text{s}$ y se parase automáticamente cuando se acercara a un obstáculo unos 2 cm.

Puede establecerse un camino óptimo de referencia, indicado en la Figura 7-19: cuatro giros (dos a la derecha, dos a la izquierda) y cinco avances (tres de ellos muy prolongados) serían suficientes en el caso continuo. En el caso discreto el número mínimo de avances posible asciende a once, ya que cada tramo recto de los tres largos debe completarse con tres comandos de avance (en el modo continuo basta con uno).

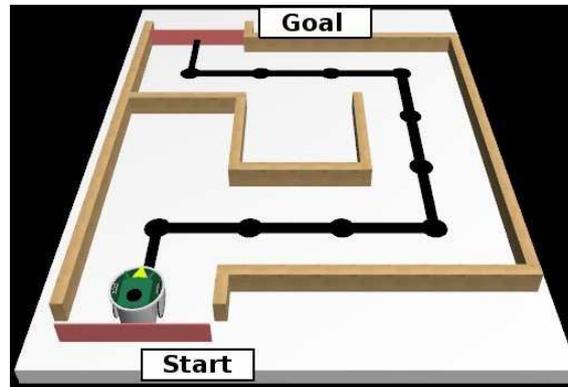


Figura 7-19. Solución óptima para recorrer el camino propuesto. Los puntos marcan los avances en el modo discreto; en el modo continuo la trayectoria óptima es la misma, teniendo presente que los tramos rectos pueden completarse con un solo comando de ‘avance’.

7.6.3 METODOLOGÍA

No se presentaron cambios en la fase de entrenamiento inicial respecto a los experimentos anteriores.

En cuanto a la fase de navegación, sí presenta un esquema diferente al de los experimentos previos. Se divide principalmente en un grupo de sesiones de navegación con movimientos discretos y otro grupo de sesiones de navegación con movimientos continuos. Como el control es diferente, se dispuso de una sesión de adaptación al paradigma para ambos modos de funcionamiento (discreto y continuo). A cada grupo de las mencionadas sesiones se le denominó ‘etapa’. La distribución de las sesiones que forman la fase de navegación se refleja en la Figura 7-20. Cada sesión constó de dos ejecuciones en el camino correspondiente.

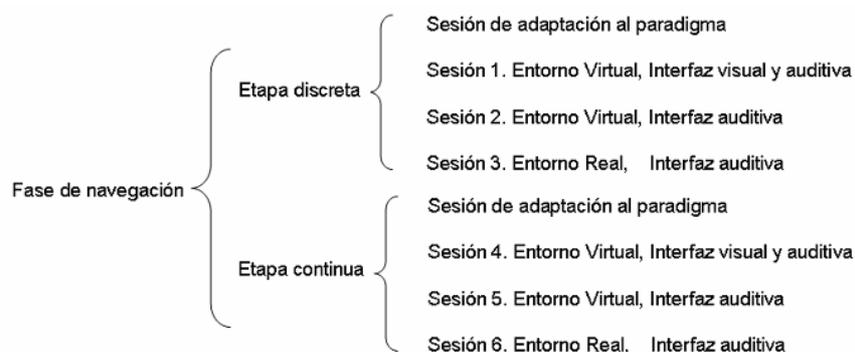


Figura 7-20. Sesiones y etapas que componen la fase de navegación del experimento 6.

Como se ha comentado en la Introducción, se partió de la hipótesis de que tres niveles de adaptación podrían favorecer el proceso de aprendizaje del sujeto:

1. Empezar con el control de movimientos discretos antes de pasar al modo continuo.
2. Utilizar previamente de manera simultánea la interfaz gráfica y la auditiva antes de pasar a un control sólo basado en el audio.
3. Comenzar el entrenamiento en un VE antes de controlar un dispositivo real.

Atendiendo a estos tres criterios, el experimento se diseñó del siguiente modo.

El experimento constaba de dos etapas (correspondiendo al primer nivel de adaptación): se comenzaba con tres sesiones controlando el sistema con movimientos discretos, para continuar con una segunda etapa con movimientos continuos (cada etapa con su previa sesión de adaptación al paradigma). Así, los sujetos participaron en un total de seis sesiones (con dos ejecuciones del camino en cada sesión), tres en modo discreto y otras tres en modo continuo.

Con respecto al segundo nivel de adaptación, en cada una de esas etapas en primer lugar se realizó una sesión con la interfaz gráfica y la auditiva en el VE (sesiones 1 y 4); en la siguiente sesión, también en el VE, se eliminó la interfaz gráfica, manteniendo sólo la auditiva (sesiones 2 y 5).

Finalmente, como se plantea con el tercer nivel de adaptación, la siguiente sesión es la que se desarrolló en el entorno real usando sólo la interfaz auditiva (sesiones 3 y 6).

Aunque en principio el experimento se diseñó para que todos los sujetos pasaran por las dos etapas, finalmente no fue así. En la primera etapa participaron cinco sujetos, nombrados S1, S2, S3, S4 y S5 (tres hombres, dos mujeres, diestros, media de edad 22.5 años). Todos salvo S1 tenían experiencia previa en sistemas BCI. De ellos, por diferentes razones, S2 y S3 no continuaron con la etapa de movimientos continuos.

El VE se desarrolló usando OpenGL para los gráficos, OpenAL para el audio y ODE para la simulación de las características físicas del entorno. De nuevo, la comunicación entre los programas ejecutándose en Matlab (para la captura y procesado de las señales) y el VE se hizo mediante conexiones TCP/IP. En el caso del ePuck, se estableció una comunicación Bluetooth con el dispositivo, a través del puerto serie del ordenador.

7.6.4 RESULTADOS Y DISCUSIÓN

7.6.4.1 Fase de Entrenamiento Inicial

En la Tabla 7-22 se muestran los porcentajes de la ‘tasa de error’ en la fase de entrenamiento inicial, junto a la ‘banda de frecuencias’ elegida para cada sujeto.

Sujeto	Tasa de error (%)	Banda de frecuencias (HZ)
S1	26.7	11-15
S2	27.5	9-14
S3	23.3	10-14
S4	25.8	10-14
S5	23	9-12
Media \pm SD	25.2 \pm 2	(9.8 \pm 0.8)–(13.8 \pm 1)

Tabla 7-22. Resultados de la clasificación y bandas de frecuencias en la fase de entrenamiento del experimento 6, sesión sin *feedback*.

7.6.4.2 Fase de Navegación

En los dos siguientes apartados se verán los resultados de las dos etapas del experimento, la etapa discreta en primer lugar y la continua en segundo. En las tablas y figuras se denotarán las diferentes sesiones del siguiente modo, común a ambas etapas:

- VGS hace referencia a las sesiones en el VE, usando la interfaz gráfica y el sonido simultáneamente.
- VS se refiere a las sesiones en el VE en las que la interfaz usada se basa sólo en el sonido.
- Finalmente, las sesiones en el entorno real (que no llevan interfaz gráfica asociada) se indican con las iniciales RS.

Los parámetros que se analizaron son los mismos que en los experimentos previos:

- ‘Tiempo empleado’
- ‘Número de comandos’.
- Número de ‘colisiones’.

7.6.4.2.1 Primera Etapa: Movimientos Discretos

Por diferentes razones, aunque el sujeto S1 realizó todas las sesiones previstas, los datos correspondientes a la primera sesión (usando ambas interfaces en el VE) no quedaron registrados correctamente. S2 completó las dos primeras sesiones y la primera

ejecución de la tercera sesión (control del robot real), pero declinó participar en la última ejecución de la tercera sesión (tampoco continuó con la parte de movimientos continuos).

Los resultados de los diferentes parámetros para cada sujeto y ejecución están en la Tabla 7-23: ‘tiempo empleado’ (‘Tiempo(s)’) en segundos necesario para terminar el camino, ‘número de comandos’ de cada tipo (‘A’, ‘D’, ‘I’, ‘R’ y ‘T’ para ‘avance’, ‘derecha’, ‘izquierda’, ‘retroceso’ y ‘total’, respectivamente), y el número de ‘colisiones’ (‘Col.’). La última fila de la tabla, (‘Manual’) muestra los valores que se podrían conseguir mediante la solución óptima (ver Figura 7-19). Al igual que en los experimentos anteriores, los resultados promediados sobre las dos ejecuciones aparecen sin el valor de desviación típica. A diferencia de anteriores tablas de resultados, en ésta no se ha incluido la fila final con los valores medios pues, al tratarse de tres tipos de sesiones (en cada etapa), dichos valores se presentan en una tabla diferente (Tabla 7-24). Respecto a la fila ‘Total’, que experimentos previos solía presentar el número total de comandos antes de ser promediado, se ha considerado que en este experimento carece de sentido, al tratarse de sesiones llevadas a cabo en diferentes circunstancias, como indica la Figura 7-20.

Es interesante mencionar que dos de los cinco sujetos consiguieron una mejor media de ‘tiempo empleado’ en la sesión 3 (RS, controlando el robot real) que en la sesión 1 (VGS), que es la primera en el VE (286 s y 348 s de la sesión 3 frente a 305 s y 366.5 s de la sesión 1, para S2 y S3, respectivamente). Para tres de ellos, este resultado fue mucho mejor en la sesión 3 (RS) que en la segunda sesión (VS) (264.5 s 286 s y 348 s de la sesión 3 frente a 413.5 s, 476 s y 781 s para S1, S2 y S3, respectivamente). Relacionado con esto, se ve que el número medio de comandos necesarios para controlar el robot real para estos sujetos (23, 29 y 21 para S1, S2 y S3, respectivamente) fue menor que para controlar el dispositivo virtual, concretamente cuando sólo la interfaz auditiva fue usada (24.5, 31 y 33 para S1, S2 y S3, respectivamente). Se observa que el número de ‘colisiones’ es muy bajo para los sujetos S1 y S3 en todas las ejecuciones, especialmente en el entorno real (cero colisiones de S1 en ambas ejecuciones de la sesión 3, y una y ninguna para S3 en cada una de las ejecuciones). S2 obtuvo seis colisiones en la única ejecución en el entorno real (sesión 3, RS) que realizó, sin embargo, en la primera sesión del VE (sesión 1, VGS) sí que consiguió completar el camino con pocas colisiones (dos y cero). En cuanto a los resultados de S4, se muestran muy variables entre diferentes ejecuciones (de la misma sesión, incluso). Es

importante señalar que los resultados de S1 son realmente prometedores, aun cuando este sujeto no tenía experiencia previa con sistemas BCI.

Sujeto	Modo/sesión	Ejec.	Tiempo(s)	Comandos					Col.
				A	D	I	R	T	
S1	VGS Sesión 1	1	-	-	-	-	-	-	-
		2	-	-	-	-	-	-	-
		Media	-	-	-	-	-	-	-
	VS Sesión 2	1	474	15	6	6	3	30	0
		2	353	12	3	3	1	19	1
		Media	413,5	13,5	4,5	4,5	2	24,5	0,5
	RS Sesión 3	1	233	11	4	4	0	19	0
		2	296	13	6	6	2	27	0
		Media	264,5	12	5	5	1	23	0
S2	VGS Sesión 1	1	430	11	9	11	4	35	2
		2	180	7	5	3	4	19	0
		Media	305	9	7	7	4	27	1
	VS Sesión 2	1	497	13	8	8	3	32	4
		2	455	14	6	6	4	30	3
		Media	476	13,5	7	7	3,5	31	3,5
	RS Sesión 3	1	286	9	9	5	6	29	6
		2	-	-	-	-	-	-	-
		Media	286	9	9	5	6	29	6
S3	VGS Sesión 1	1	469	16	10	14	12	52	4
		2	264	11	5	5	0	21	0
		Media	366,5	13,5	7,5	9,5	6	36,5	2
	VS Sesión 2	1	650	15	8	8	4	35	2
		2	912	14	7	7	3	31	2
		Media	781	14,5	7,5	7,5	3,5	33	2
	RS Sesión 3	1	450	13	5	6	3	27	1
		2	246	11	2	2	0	15	0
		Media	348	12,5	3,5	4	1,5	21	0,5
S4	VGS Sesión 1	1	401	15	6	6	4	31	1
		2	505	18	25	5	5	53	6
		Media	453	16,5	15,5	5,5	4,5	42	3,5
	VS Sesión 2	1	519	15	8	12	6	41	5
		2	542	13	8	12	4	37	1
		Media	530,5	14	8	12	5	39	3
	RS Sesión 3	1	686	20	17	13	11	61	7
		2	463	14	8	4	4	30	3
		Media	574,5	17	12,5	8,5	7,5	45,5	5
S5	VGS Sesión 1	1	526	17	12	8	5	42	4
		2	294	12	3	3	0	18	1
		Media	410	14,5	7,5	5,5	2,5	30	2,5
	VS Sesión 2	1	477	15	7	3	4	29	5
		2	1336	17	14	10	3	44	5
		Media	906,5	8	10,5	6,5	3,5	36,5	5
	RS Sesión 3	1	915	17	10	6	3	36	6
		2	408	12	5	5	0	22	2
		Media	661,5	14,5	7,5	5,5	1,5	29	4
Manual	-	-	-	11	2	2	0	15	0

Tabla 7-23. Resultados de la etapa discreta del experimento 6. Para cada sujeto y sesión: ‘tiempo empleado’ (‘Tiempo(s)’) para completar el camino, ‘número de comandos’ de cada tipo (‘A’, ‘D’, ‘I’, ‘R’ y ‘T’ para ‘avance’, ‘derecha’, ‘izquierda’, ‘retroceso’ y ‘total’, respectivamente) y número de ‘colisiones’ (‘Col.’).

Este tipo de estrategia de corrección del error parece más intuitiva, pero puede que no sea la más adecuada, ya que, como se ha visto, se necesitan varios cambios de estado y una espera hasta que la barra apunte de nuevo al comando deseado. Una estrategia alternativa podría ser que el sujeto, si elige por error un comando de giro, pueda volver a elegir el mismo comando tres veces seguidas, de modo que el robot acabe apuntando a la misma dirección que antes de cometer el error.

Observando la Tabla 7-24, es preciso remarcar que los resultados concernientes a dos de los parámetros medidos en la sesión 2 (VS) son sensiblemente peores que en las otras dos sesiones ('tiempo empleado' y número de 'colisiones'), presumiblemente porque en esa sesión es la primera vez que los sujetos se enfrentan a la interfaz meramente auditiva. En cuanto al 'número de comandos' total, las diferencias en los valores medios para los tres tipos de sesión son pequeñas.

Si se comparan los resultados medios con los del camino de referencia (Tabla 7-24) se observa que el número de 'avances' es muy cercano en las tres sesiones (medias 13.3, 14.3 y 13.25 'avances' para VGS, VS y RS, frente a 11 del camino óptimo). El resto de los parámetros sí presentan diferencias mayores.

7.6.4.2 Segunda Etapa: Movimientos Continuos

En esta etapa del experimento se procedió a la ejecución de las mismas sesiones y ejecuciones que en la parte discreta, siendo la nomenclatura usada para referirse a las diferentes sesiones y parámetros la misma (VGS, VS y RS para las sesiones 4, 5 y 6, respectivamente). En la Tabla 7-25 se muestra los resultados para cada sujeto y ejecución; en la Tabla 7-26, los valores promediados entre los sujetos aparecen para cada ejecución. Como se comentó en un apartado anterior, sólo tres de los cinco sujetos continuaron con la etapa continua del experimento.

Se estableció una comparación entre la primera y segunda ejecución de cada modo (VGS, VS y RS); para comparar los resultados medios, se llevó a cabo un análisis 't de Student para muestras repetidas'. Este análisis revela que la variable 'tiempo empleado' está significativamente afectada por la variable 'ejecución', es decir, que el 'tiempo empleado' depende de si se está en la primera o segunda ejecución de cada sesión (con resultados $t(8) = -2.616$; $p < 0.05$), dándose entre las ejecuciones 1 y 2 una subida significativa en el tiempo medio. De la Tabla 7-26 se pueden obtener las siguientes medias de 'tiempo empleado' (entre las tres sesiones): 498.1 s para la ejecución 1, frente a 557.3 s de la ejecución 2). En cuanto al 'número total de

comandos’, un análisis de ‘correlación bivariada’ muestra que las medias para las ejecuciones 1 y 2 de cada sesión están fuertemente correlacionadas ($r = 0.792$; $p < 0.01$), lo que demuestra la caída en el rendimiento (la media para la primera ejecución es 44.4 comandos, mientras que para la segunda ejecución es 47.1 comandos). Esta reducción del rendimiento puede comprobarse comparando los valores de la Tabla 7-26, donde para la mayoría de los parámetros los resultados en cada modo en la primera ejecución son mejores que en la segunda (menor ‘tiempo empleado’, ‘número de comandos’ y ‘colisiones’, en general). Esta bajada del rendimiento puede deberse al cansancio de los sujetos, pues las dos ejecuciones de cada sesión se llevaron a cabo en un mismo día. En (Hammer et al., 2012) se obtiene una conclusión similar de un experimento basado también en ritmos SMR.

Sujeto	Modo/sesión	Ejec.	Tiempo(s)	Comandos					Col.
				A	D	I	R	T	
S1	VGS Sesión 4	1	444.8	22	12	8	2	43	2
		2	518.3	26	13	11	2	51	2
		Media	481.5	24	12.5	9.5	2	47	2
	VS Sesión 5	1	456	12	11	13	5	41	3
		2	460	18	8	7	5	38	3
		Media	458	15	9.5	10	5	39.5	3
	RS Sesión 6	1	488	17	7	12	2	38	3
		2	462	21	7	5	2	35	3
		Media	475	19	7	8.5	2	36.5	3
S4	VGS Sesión 4	1	367	16	9	7	2	34	1
		2	504	20	10	11	2	43	3
		Media	435.5	18	9.2	9	2	38.5	2
	VS Sesión 5	1	467.8	22	17	14	3	56	8
		2	431	14	12	11	7	44	4
		Media	449.4	18	14.5	12.5	5	50	6
	RS Sesión 6	1	572	17	17	16	5	55	1
		2	688	15	22	22	5	64	4
		Media	630	16	19.5	19	5	59.5	2.5
S5	VGS Sesión 4	1	511	14	11	12	1	38	0
		2	633	12	9	15	3	39	1
		Media	572	13	10	13.5	2	38.5	0.5
	VS Sesión 5	1	728	24	18	12	9	63	5
		2	842	24	13	22	10	69	6
		Media	785	24	15.5	17	9.5	66	5.5
	RS Sesión 6	1	449	19	5	8	0	32	1
		2	478	13	12	11	5	41	6
		Media	463.5	16	8.5	9.5	2.5	36.5	3.5
Manual	-	-	-	5	2	2	0	9	0

Tabla 7-25. Resultados de la etapa continua del experimento 6. Para cada sujeto y sesión: ‘tiempo empleado’ (‘Tiempo(s)’), ‘número de comandos’ de cada tipo (‘A’, ‘D’, ‘I’, ‘R’ y ‘T’ para ‘avance’, ‘derecha’, ‘izquierda’ ‘retroceso’ y ‘total’, respectivamente) y número de ‘colisiones’ (‘Col.’).

Al igual que ocurrió en la etapa discreta, los resultados promediados entre los tres sujetos (Tabla 7-26) revelan que todos los parámetros medidos empeoran desde la cuarta sesión (VGS) a la quinta (VS) y, sin embargo, todos mejoran de ésta a la sexta (RS). La caída en el rendimiento entre las sesiones cuarta y quinta, como ocurría en la etapa discreta del experimento, puede deberse a que en esa sesión a los sujetos les cuesta acostumbrarse a la desaparición de la interfaz gráfica ya que tienen que controlar el sistema sólo con la interfaz auditiva. Sin embargo, en la última sesión (RS) los sujetos mejoraron su rendimiento utilizando la misma interfaz (sólo auditiva) en un nuevo entorno (real).

Modo	Ejec.	Tiempo(s)	Comandos					Col.
			A	D	I	R	T	
VGS Sesión 4	1	440,9±72	17,3±4,1	10,6±1,5	9±2,6	1,6±0,5	38,3±4,5	1±1
	2	551,7±70,7	19,3±7	10,6±2	12,3±2,3	2,3±0,5	44,3±6,1	2±1
	Media	496,3±78,3	18,3±1,4	10,6±0	10,6±2,3	1,9±0,4	41,3±4,2	1,5±0,7
VS Sesión 5	1	550,6±153,7	19,3±6,4	15,3±3,7	13±1	5,6±3	53,3±11,2	5,3±2,5
	2	577,6±229,3	18,6±5	11±2,6	13,3±7,7	7,3±2,5	50,3±16,4	4,3±1,5
	Media	564,1±19	18,9±0,4	13,1±3	13,1±0,2	6,4±1,2	51,8±2,1	4,8±0,7
RS Sesión 6	1	503±62,8	17,6±1,1	9,6±6,4	12±4	2,3±2,5	41,6±11,9	1,6±1,1
	2	542,6±126,1	16,3±4,1	13,6±7,6	12,6±8,6	4±1,7	46,6±15,3	4,3±1,5
	Media	522,8±28	16,9±0,9	11,6±2,8	12,3±0,4	3,1±1,2	44,1±3,5	2,9±1,9
Manual	-	-	5	2	2	0	9	0

Tabla 7-26. Resultados promediados de la etapa continua del experimento 6.

Al comparar los resultados medios en cada sesión con el camino de referencia puede observarse, a diferencia del caso discreto, que todos los valores son bastante superiores. Esto era de esperar, ya que con los movimientos discretos los sujetos sólo podían moverse en cuatro direcciones (dado que los giros eran de 90°), por lo que las maniobras en las esquinas se podían realizar con un solo comando de giro, mientras que en el caso continuo era más difícil para los sujetos conseguir el giro en la dirección precisa.

7.6.4.3 Conclusiones

El hecho de dividir el experimento en dos etapas (y analizarlas por separado) se debe a la distinta naturaleza de cada uno de los modos de control. Sin embargo, la primera etapa no se planteó como un objetivo, sino como una parte previa para probar el sistema en condiciones presumiblemente más favorables (el control discreto se supone

más fácil de conseguir), y como entrenamiento de los sujetos antes de pasar a la etapa final del experimento.

En ambas etapas del experimento se ha detectado que, en promedio, todos los parámetros fueron peores en las sesiones VS (sesiones 2 y 5) que en las otras dos sesiones. Dos factores pueden explicar esta mejora: i) en las sesiones RS (sesiones 3 y 6) los sujetos utilizaron una interfaz conocida (era la segunda vez que utilizaban sólo la interfaz auditiva, en cada etapa), por lo que experimentaron un entrenamiento en la tarea debido a la habituación a estímulos repetidos (Thompson & Spencer, 1966); ii) al tratarse de un entorno real en la tercera sesión, la motivación de controlar un dispositivo real puede ser mayor que en las sesiones en el VE, y al aumentar la motivación, mejora el rendimiento (Hammer et al., 2012).

Los resultados de ambas etapas del experimento demuestran que el paradigma propuesto para navegar mediante cuatro comandos usando dos tareas mentales puede ser aplicado tanto para controlar dispositivos virtuales como reales. La principal ventaja de la interfaz auditiva es que el sujeto no necesita mirar a una pantalla mientras controla el dispositivo real. En este último experimento se ha probado en un pequeño robot, pero el mismo paradigma (con un entrenamiento similar) podría utilizarse para controlar una silla de ruedas adaptada.

Los resultados de la etapa discreta fueron presentados en una conferencia internacional (Ron-Angevin et al., 2011).

8 CONCLUSIONES Y LÍNEAS FUTURAS

8.1 CONCLUSIONES

El objetivo con el que se planteó el presente trabajo consistió en desarrollar un paradigma de navegación de un sistema BCI que permitiese libres movimientos. De entre las múltiples posibilidades para elementos de control del sistema BCI, se optó por el uso de los ritmos SMR pues, al ser de naturaleza endógena, permitirían ejercer dicho control sin necesidad de elementos exteriores (es decir, se desarrolló un sistema BCI endógeno). Al mismo tiempo, de entre los elementos endógenos, los basados en los SMR son de los sistemas que necesitan menos tiempo de entrenamiento (frente, por ejemplo a los SCP). Otra de las ventajas de los SMR es que las tareas mentales a llevar a cabo están relacionadas con la imaginación de movimientos, tareas que podían adaptarse de modo intuitivo al control de la interfaz, ya que ésta se basaba en la extensión de una barra giratoria. Teniendo en cuenta que el paradigma propuesto pretende ser utilizado en el futuro en un entorno real con una silla de ruedas, entre los objetivos era prioritario mantener la tasa de error en la clasificación de las tareas mentales en un nivel tan bajo como fuese posible (un comando de navegación erróneo podría provocar situaciones peligrosas), por este hecho se decidió el uso de sólo dos tareas mentales, número que en varios trabajos se sugiere que minimiza la tasa de error en la clasificación. Muchos de los trabajos mencionados en el capítulo 4 hacen uso de más tareas mentales para hacer más fácil la navegación, y los que se basan en menos tareas mentales permiten una movilidad muy reducida al sujeto. Por esto, la propuesta que se ha hecho en este trabajo es crear una interfaz de control basada en la clasificación de sólo dos tareas mentales pero que permita una navegación sin restricciones (con tres comandos o más) en un entorno tanto virtual como real.

Antes de describir este paradigma y sus varias modificaciones, se han descrito en los primeros capítulos los fundamentos teóricos necesarios (capítulo 2) que permiten la implementación de sistemas BCI. También se han definido las principales características de éstos, se han clasificado según diferentes criterios y se han visto algunas de sus aplicaciones (capítulo 3). El siguiente capítulo se ha dedicado a hacer un amplio repaso del estado de la técnica de los sistemas BCI directamente relacionados

con el que se ha desarrollado aquí: sistemas orientados a la navegación, tanto en entornos virtuales como reales. Tras concretar los objetivos de la Tesis en el capítulo 5, en el sexto se han detallado las partes comunes que componen el sistema BCI que se utilizó en los experimentos que dan soporte a este trabajo, así como los procedimientos metodológicos experimentales y de evaluación. En el capítulo más extenso, el 7, se explican los experimentos llevados a cabo y se discuten sus resultados, que se resumen del siguiente modo:

- El primer sistema que sirvió de partida a las sucesivas mejoras fue uno que mapeaba el control mediante dos tareas mentales en cuatro posibles comandos de navegación (apartado 7.1). En este paradigma los comandos de navegación se colocaron en cuatro sectores circulares de una interfaz gráfica. Una barra en el centro del círculo estaba continuamente girando; cuando la barra señalaba al comando deseado, el sujeto la extendía realizando la tarea mental de MI para seleccionarlo. Esta primera aproximación era una interfaz síncrona en la que los sujetos eran interpelados en cada encrucijada de caminos para que eligieran un comando que los moviese hasta la siguiente dentro de un VE con forma de laberinto.
- El primero de los cambios acometidos (apartado 7.2) fue adaptar ese paradigma para convertirlo en asíncrono, de modo que diera soporte tanto a un estado de control (IC) como a uno en el que los sujetos no tuvieran necesariamente que estar controlando el sistema (NC). Los movimientos generados a partir de la selección de un comando eran discretos, así se conseguía facilidad en el control pero los sujetos no podían considerarse que navegaran ‘libremente’ al no poder afinar en la longitud de sus avances o la amplitud de sus giros. Dada la dificultad de evaluar el paradigma en un entorno abierto (un VE que representaba un parque) en el que los sujetos podían escoger cualquier camino, previamente a las sesiones de navegación los sujetos participaron en una sesión de evaluación del paradigma en la que éste se controlaba de un modo síncrono: el sistema indicaba al sujeto cuándo debía cambiar de un estado a otro, qué comandos debía seleccionar y cuándo debía hacerlo. De este modo, podía medirse tanto la capacidad de los sujetos de controlar el estado en el que se hallan (NC o IC) como la de elegir el

comando correcto. A continuación los sujetos usaron la interfaz para moverse en el VE y alcanzar un objetivo. Los resultados de este experimento avalaron el uso de la interfaz, ya que se consiguió que los sujetos controlasen el sistema con una baja tasa de errores (activaciones no deseados o FP y comandos erróneos).

- Tras los resultados satisfactorios del experimento anterior, en el que los sujetos demostraron control sobre el cambio de estados y sobre los comandos a elegir, la siguiente modificación fue adaptar el paradigma para que los movimientos resultantes de la selección de un comando fuesen continuos, no discretos como en los dos experimentos previos. En esta ocasión, mediante la misma tarea de MI, los sujetos podían mantener el movimiento a una velocidad fija (tanto de avance como de giro) mientras el sistema distinguiese que seguían ejecutando dicha tarea de MI (apartado 7.3); para detener el movimiento los sujetos debían dejar de realizar la tarea mental de MI. Para facilitar la evaluación de los resultados, se decidió, al contrario que en el caso anterior, limitar los caminos por los que los sujetos podían optar: en lugar de un entorno abierto, esta vez los sujetos debían recorrer todos el mismo camino, restringido éste a un pasillo con varios tramos rectos y curvos dentro de un VE de un parque. De nuevo, los resultados fueron positivos y permitieron concluir que el nuevo paradigma era adecuado para ser usado en la navegación en VE.
- El cuarto experimento está descrito en el apartado 7.4. En él se estudió una variante del paradigma anterior que permitía el control de movimientos continuos también, pero evitando que el sujeto tuviera que mantener activa la tarea de MI para mantener el movimiento. Para ello se hizo uso de una estrategia de conmutación o *switch*. Tras la selección de un comando de un modo similar al caso anterior se iniciaba el movimiento, pero éste se mantenía (sin necesidad de que el sujeto continuase ejecutando la tarea de MI) hasta que el sujeto no indicase que deseaba pararlo, nuevamente mediante la activación de la tarea de MI durante cierto tiempo. Los resultados sugerían que para cierto tipo de trayectos (con largos tramos rectos) podría ser útil, pero en general la

nueva propuesta no ofrecía más ventajas sobre el anterior sistema, por lo que para los siguientes experimentos se descartó esta variante.

- En los dos últimos experimentos se buscó adaptar la interfaz vista en los experimentos anteriores para controlar un dispositivo real como paso previo a usarla para controlar una silla de ruedas. Para ello, era necesario cambiar el paradigma de modo que la interfaz no fuese gráfica, ya que esto limitaba al sujeto que la controlaba al tener que prestar atención visual a la interfaz, siendo esto una distracción que podría restarle atención al entorno. Además, con los paradigmas propuestos debe tenerse presente que los pacientes sin control de su mirada son potenciales usuarios, por lo que un sistema que exige cambiar la dirección de ésta no es adecuado para ellos. En los casos anteriores la interfaz gráfica se superponía (de modo semitransparente) a la representación de los VE, pero al tratarse en estos nuevos casos de entornos reales, la presentación de la interfaz gráfica era más compleja. Así, el experimento quinto (apartado 7.5) consistió en una sesión extra que los sujetos hicieron en el mismo camino del caso anterior, en primer lugar simultaneando la interfaz gráfica con una auditiva, para luego ejercer el control prescindiendo de la parte gráfica. La interfaz auditiva consistió en unas indicaciones que los sujetos escuchaban al tiempo que la barra de la interfaz gráfica cambiaba de cuadrante (de comando), de modo que los sujetos interiorizaran la temporización de la interfaz y les bastara con los sonidos para saber en qué estado estaban (NC o IC) y con posibilidad de seleccionar qué comando. Este experimento se llevó a cabo de nuevo en un VE que simulaba un camino en un parque.
- Finalmente, en el experimento descrito en el apartado 7.6, se utiliza la interfaz auditiva para controlar un dispositivo real: un pequeño robot móvil dentro de un laberinto. Para ello, se partió de la hipótesis de que tres niveles de adaptación podrían ser útiles en el proceso de entrenamiento: i) utilizar el paradigma en primer lugar en modo discreto, donde el control es más sencillo, antes de probarlo con movimientos continuos; ii) utilizar previamente de manera simultánea la interfaz gráfica y la auditiva, antes de pasar a un control sólo basado en el audio; iii) comenzar el entrenamiento en un VE donde los sujetos se sintieran

más seguros y tranquilos antes de intentar controlar un dispositivo real. De este modo, en el último experimento se alcanzaba el objetivo principal de esta Tesis: utilizar un paradigma de control de movimientos continuos para controlar (mediante una interfaz auditiva) un dispositivo real. Los resultados obtenidos en este último experimento sugieren que este paradigma de control podría ser utilizado para controlar una silla de ruedas real.

8.2 LÍNEAS FUTURAS

Una vez desarrollada y probada una interfaz de control aplicable a dispositivos reales (evitando la necesidad de una interfaz gráfica superpuesta al entorno de navegación), los siguientes pasos a seguir en esta línea de investigación serán aplicarlo al control de una silla de ruedas real, permitiendo así la movilidad autónoma de los sujetos meramente usando el control de sus señales EEG.

Sin embargo, algunas alternativas pueden considerarse como posibles mejoras del sistema. Una de las más inmediatas que se pueden proponer al sistema descrito es la mejora de las bases del mismo, antes de modificar los paradigmas en cuestión. Esto se puede hacer tanto utilizando los nuevos electrodos activos (que mejoran la calidad de la señal capturada), como mejorando el software de procesado de la señal (tanto en la extracción de características como en la clasificación) o aplicando algoritmos para la detección y corrección de artefactos mediante técnicas de EOG.

Otra de las posibles alternativas de mejora puede consistir en modificar el paradigma de manera que la distribución de los comandos no sea siempre la misma. Con un sistema en el que los comandos están en posiciones fijas (como el usado en esta Tesis) se tiene la ventaja de que es más fácil interiorizar la secuencia de cambio de comando, ya que el orden de aparición de los comandos siempre será el mismo. De este modo, el sujeto puede prestar menos atención a la interfaz al resultarle muy familiar y centrarse en el entorno. Sin embargo, una desventaja de esta disposición fija de los comandos puede ser que con ésta el sujeto deba esperar para elegir el comando que desea a que éste sea el ‘apuntado’ por la barra giratoria (visible o no). Con algo de inteligencia aplicada al sistema, puede analizarse automáticamente el entorno para que se disponga como siguiente comando elegible aquel con mayor probabilidad de ocurrencia. Se trata, en resumen, de utilizar la inteligencia y el conocimiento del entorno de un modo similar al visto en (Vanacker et al., 2007), pero en lugar de proporcionar al

Capítulo 8

sujeto comandos de alto nivel, seguir ofreciéndolos de bajo nivel, aunque inteligentemente distribuidos.

También en relación a la inteligencia del sistema, una alternativa puede ser utilizar un paradigma híbrido de control, de modo que en entornos abiertos el sujeto utilice comandos de bajo nivel (para navegar libremente a cualquier posición), pero que en determinadas circunstancias donde la maniobrabilidad es complicada, el sujeto pueda recurrir a comandos de alto nivel que le ayuden en el control. Se trataría, por ejemplo, de que para pasar por una puerta o avanzar en un pasillo estrecho el sistema utilizase la inteligencia para conseguir una maniobra precisa.

Al margen de los posibles cambios mencionados a nivel de sistema, hay más ámbitos donde se podrían aplicar mejoras. Uno de estos ámbitos podría ser estudiar nuevas tareas mentales a ejercer para controlar las interfaces. En concreto, puede que para personas discapacitadas las tareas de imaginación de movimientos de partes del cuerpo no sean las más adecuadas.

Para trabajos futuros en esta línea de investigación, se considera importante el desarrollo de estudios que intenten medir el esfuerzo ejercido por la persona en el control del sistema BCI, así como sus capacidades cognitivas. Por ejemplo, una opción sería entrenar a los sujetos en VE mucho más realistas, en los que existan estímulos próximos a un entorno real, para comprobar si puede beneficiar o no en la adquisición del control.

APÉNDICE A: ENGLISH SUMMARY

A.1 INTRODUCTION

A Brain-Computer Interface (BCI) is a system that enables people to control an external device by means of their brain activity, without the need of performing muscular activity. There are several methods by which to detect brain activity, some using electrodes implanted in the brain or cortex. However, the most frequently used methods are those in which the recording of the signals is obtained through ‘non-invasive’ means, i.e., the electrode is not implanted in the brain but placed superficially on the scalp. The brain signals obtained through these methods are called Electroencephalographic (EEG) signals. Several kinds of EEG signals can be detected, resulting in different kinds of BCI. Some analyze the brain’s response to given stimuli; those are the BCIs based on ‘Event Related Potentials’ (ERP) (Kübler & Müller, 2007). Other systems process the generated EEG resulting from voluntary thoughts; among those, the most extensive are the BCIs based on ‘Sensorimotor Rhythms’ (SMR). These rhythms are specific EEG signals characterised by its frequencies. The most frequently used is the μ rhythm, whose frequency band is located approximately between 8 and 13 Hz; however, the β (around 20 Hz) rhythm is also commonly used. Brain rhythms are produced by a synchronization of the neural activity. Research in this field (Lopes da Silva & Pfurtscheller, 1999) suggests that when a motor area of the brain (different parts of the brain that control the movement of each part of the human body) is not involved in a specific motor task, certain synchronized activity can be detected in the μ band. However, when this same area ‘activates’ to move some part of the body, a desynchronization of the neural activity usually happens (Event-Related Desynchronization, ERD), which involves a decrease of the μ rhythm amplitude. The most interesting characteristic of these signals is their behaviour when someone only imagines the movement (Motor Imagery, MI) without actually executing it, because a similar ERD can still be detected (Neuper & Pfurtscheller, 1999). This peculiarity is what makes SMR suitable to be used as inputs for a BCI system, because it enables a person to control an external device solely with mental activity and without any

intervention of the muscles, establishing a direct communication channel between the brain and the computer.

The main objective of research in the BCI field is to provide severely disabled people with an alternative communication channel, not based on muscular activity. Due to different causes, such as Amyotrophic Lateral Sclerosis (ALS), brain paralysis or several brain damages, people can arrive in a state in which they lose their motor capability (usually the control of the eyes remains) but they retain their sensory and cognitive skills. This is the so-called ‘locked-in state’ (LIS). If all muscular control is lost, then this state is referred to as ‘complete locked-in state’ (CLIS). Current research is unable to conclude whether or not, in such a state, cognitive skills remain present (Kübler et al., 2007a). However, almost none of the patients in a CLIS have demonstrated control over a BCI.

Researchers in this field endeavour to develop different applications that can improve the quality of life for these patients, for whom a BCI can be a useful channel through which to interact with their environment. Research studies have developed in several areas, such as those with objectives to provide amputee patients with neuroprosthesis movement (G. Pfurtscheller et al., 2003), speller devices (Blankertz et al., 2006), ‘smart home’ control applications (Guger et al., 2008), EEG-controlled Web browsers (Bensch et al., 2007), or systems focused on the control of a moving device (such as a wheelchair). Among the latter, some systems allow subjects to control a real wheelchair in an experimental scenario (Galán et al., 2008), or a small robot in a real environment that simulates a house (Millán et al., 2004a). However, in most studies, the subjects participate in experiments with a simulated wheelchair in a Virtual Environment (VE). Before people can use a wheelchair in a real environment, it is necessary to guarantee that they have enough control to avoid dangerous situations. Virtual Reality (VR) is a powerful tool for providing subjects with the opportunity to train with and to test an application in a safe environment. The objective of this thesis is focused on this kind of application and therefore, this will be discussed further in chapter 4.

In order to control a virtual wheelchair (or similar device), several paradigms have been proposed. Some describe a system in which the wheelchair moves in only one direction (forwards) (Leeb et al., 2007a; Leeb et al., 2007b). Due to this restriction in the movement capability, only one command (one active mental task) is necessary in order to control the system. Others systems allow the subjects to choose a higher

number of commands. In (Tsui & Gan, 2007), a simulated robot performs two actions (turn right and move forward, or turn left and move forward) as a response to right or left hand MI. A more versatile application is described in (Scherer et al., 2008), which comprises three different commands (bound to three MI tasks): turn left, turn right and move forward. A higher number of commands makes the control of the wheelchair easier because the subjects have greater option to move freely (by means of increasing the information transfer rate). The cited works usually bind the number of commands to the number of mental tasks; however, several studies (Kronegg et al., 2007; Obermaier et al., 2001) have shown that the greatest accuracy in the mental task classification is achieved when only two of them are discriminated. In this kind of application, the objective of which is the control of a wheelchair, a classification error (a wrong command) could initiate a dangerous situation and therefore, it is crucial to minimize the error rate in order to guarantee the subject's safety. In order to accomplish this requirement, this thesis proposes a control paradigm, which permits the subjects to navigate in a VE using three or four navigation commands but where the BCI is controlled by the classification of only two mental tasks. Recently, some studies have been published that enable subjects to choose among several classes using only one mental task, although they are not specifically applied to navigation. In (Friedrich et al., 2009), a synchronous system is discussed with four possible items to choose that are sequentially emphasised. Subjects are asked to select one item by one MI task. The asynchronous system described in (Geng & Gan, 2008) uses a cursor that points sequentially to four objectives; by using just one MI, subjects can stop it in order to select the item.

Many works aimed at navigation have the limitation of being 'synchronous', i.e., the timing of the control is regulated by the system, in such a way that subjects can only interact with the environment at certain time slots given by the system. Recent research tends to allow the subjects to control this timing, which is a more natural way of interaction (Galán et al., 2008; Leeb et al., 2007a; Leeb et al., 2007b; Millán et al., 2004b; Scherer et al., 2008; Tsui & Gan, 2007); these systems are called 'asynchronous'.

The objective of this thesis is to study different control paradigms of a BCI system focused on navigation (in a VE and the real world) with a wheelchair. This control enables subjects to move in any direction (in order to get free navigation) but is

Apéndice A

to be achieved with only one active MI (which will be discriminated from a state of relaxation), so that it can guarantee the minimum classification error rate.

Next, the reader can find a summary of chapters 2 to 8. The last chapter is an Appendix, which describes the use of an application, developed at the University of Málaga, to analyze off-line EEG signals.

A.2 BASICS

This chapter presents a general vision of the necessary biological and technological basics required to develop a BCI system. In a third section, the general concepts of the use of VR are reviewed, as well as some common links between BCI and VR.

A.2.1 BRAIN ACTIVITY

Most of the information presented in this section about the brain anatomy and mechanisms is taken from (Andreassi, 2006). The brain comprises hundreds of thousands of millions of cells called neurons, which are interconnected in complex nets. They communicate among themselves via electrical impulses of very low amplitude.

As shown in Figure A-1, different parts of the brain have different specific functions. One of the most interesting parts is called the ‘motor cortex’ (‘motor control’ in the figure) because it is widely used in the field of BCI, as will be discussed later.

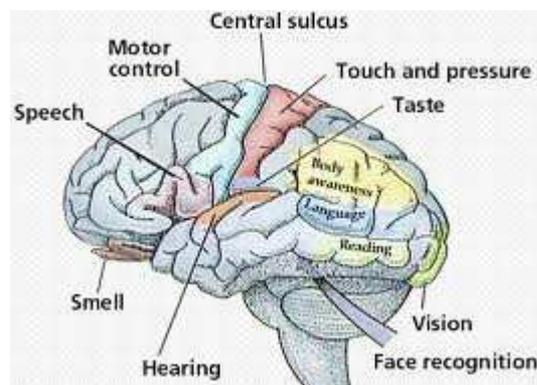


Figure A-1. Brain areas and functions.

The motor cortex can be divided further into parts more precisely associated with the motor control of different parts of the body. This is shown in Figure A-2, where a ‘slice’ of this part of the brain is depicted. The control of motor functions is ‘contralateral’, which means that the right part of the brain controls the execution of movements of the left part of the body.

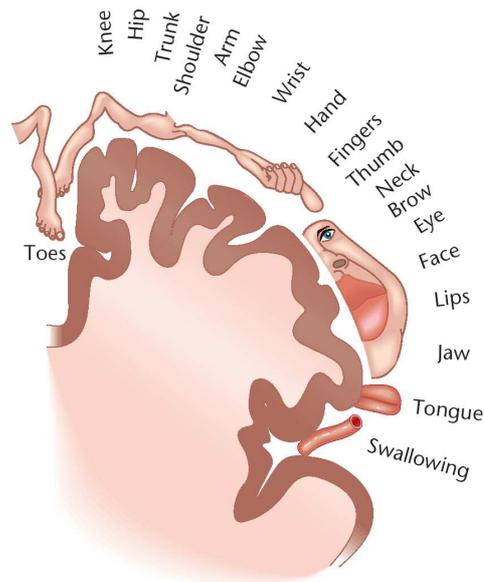


Figure A-2. Motor functions distribution over the motor cortex.

A.2.2 MEASURING THE BRAIN SIGNALS

Even though the amplitude of the neural impulses is very low, the joint action of a huge number of cells provokes a combination of signals that can be detected. There are several methods by which to detect this activity (Vaughan et al., 1996):

- With invasive methods, some implants are placed directly in the brain and thus, require surgical intervention. Even though the quality of the signals obtained by these methods is high, its use is not common for BCI systems. Apart from the need for surgery, the problem of rejection arises, as the brain acts against them as a protection against infections.
- Non-invasive methods are commonly used to register brain signals. They do not require surgery as they use alternative (indirect) methods. Among them, one of the most accepted is the Electroencephalogram (EEG). It uses electrodes placed on the scalp to detect electrical activity on the skin. These signals are induced by the neural impulses inside the brain.

A.2.2.1 EEG

The neurophysiologic exploration based on the analysis of the bioelectric brain signals recorded from the scalp is called EEG. However, the electrodes do not register direct brain signals as they are not in direct contact with the neurons. Therefore, the action of transducers is required to change ‘ionic’ currents on the skin into electrical signals. These transducers are called electrodes.

A.2.2.2 Types of EEG signals

Several kinds of EEG signals are induced by different brain activities (Andreassi, 2006). Some of these activities are conscious thoughts, some signals come from the involuntary response of the brain to a stimulus and others are elicited depending on the mental state of the subject. Here, we will focus on the first kind; those signals related to voluntary thoughts.

The brain signals used in the experiments carried out in this thesis are called Sensorimotor Rhythms (SMR). These are signals characterised by different frequencies and locations, which are always present in the EEG. Their amplitude is modified by the subject's mental state, thoughts or activities. Among them, the most frequently used as BCI input is the μ rhythm. This rhythm has a spectral distribution between approximately 8 and 13 Hz. It is highly related to motor function and usually decreases when someone executes a movement. The main characteristic that makes it suitable for BCIs is that the effect is very similar with the imagination of movements (motor imagery, MI), (Neuper & Pfurtscheller, 1999).

A.2.3 VIRTUAL REALITY

Virtual Reality (VR) is a technology that enables users to receive a set of sensations that are not real but whose reconstruction in the brain is perceived as belonging to a real environment (or at least with a certain degree of realism). It comprises a non-existent world but is an environment with which one can interact with similar rules as in the real world; this is called a Virtual Environment (VE). VR does not only include, as it is usual to think, simply the visual perception of the VE but the rest of the human senses as well. However, the visual is the most important part of it.

Many devices are used to represent a VE but they must all run in real time, because a high latency would cause a non-realistic perception in the subject's brain. The most popular devices are Head Mounted Displays (HMD) and the Cave Automatic Virtual Environment (CAVE) systems, both of which are shown in Figure A-5.

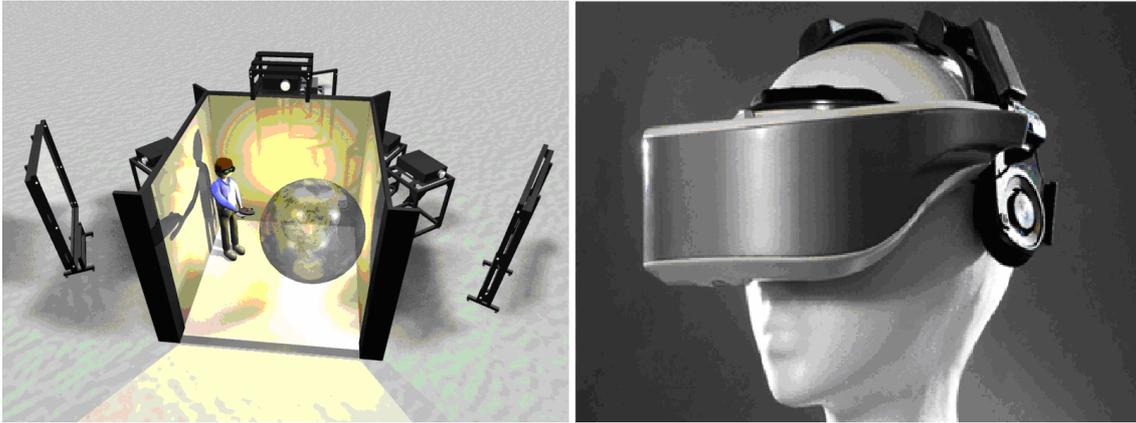


Figure A-5. CAVE (left) and Head Mounted Display (right).

A.2.3.1 BCI and VR

Usually, depending on the type, a BCI system requires two training processes: one in which the algorithms controlling the system (feature extraction, classification) must adapt their parameters to each subject in order to optimize the performance; and the second where subjects carry out a specific mental task. The users need some training as well, because they are using their brain signals to control a system that they are not used to. VR is a suitable tool for provide users with interesting feedback, which can help them in this learning process.

A.3 BRAIN-COMPUTER INTERFACES

In chapter 3, there is a brief analysis of BCI systems, regarding their basic components and establishing a certain classification, which allows the reader to place this work in the proper context.

There are many definitions of a BCI. One of the most general defines such systems as ‘devices that allow interaction between humans and artificial devices (...) and rely on continuous, real-time interaction between living neural tissue and artificial effectors’ (Kübler & Müller, 2007). Other definitions are more specific, stating that they are communication systems, or that they are systems that do not depend on the usual communication paths out of the brain (peripheral nerves and muscles).

A.3.1 PARTS OF A BCI

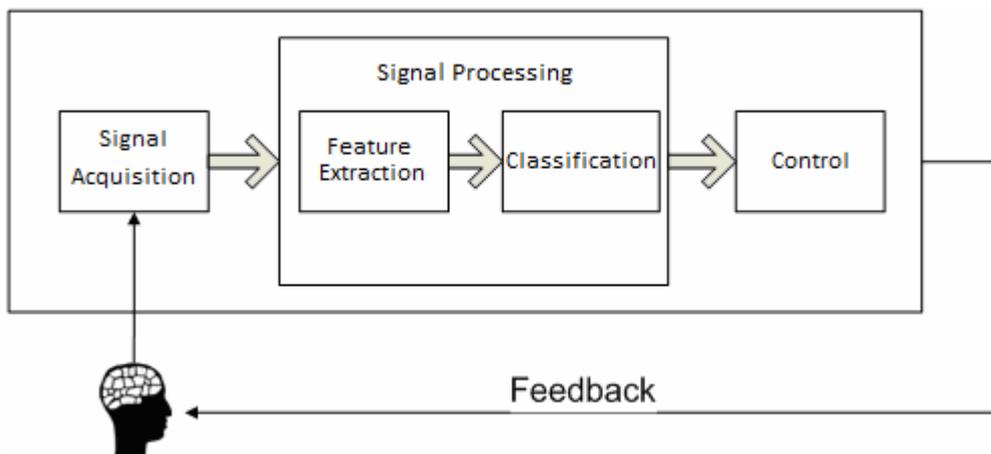


Figure A-6. General model of a BCI.

The Figure A-6 represents the three main parts of a general BCI system:

- **Signal Acquisition.** This part includes the hardware that is necessary to register the brain signals, such as electrodes, amplifiers and data acquisition devices.
- **Signal Processing.** This includes the algorithms that take the signals as inputs and deliver as outputs one among a set of classes or ‘mental responses’ that are already known to the system. These classes could be an involuntary response from the brain or a decided mental state. It is divided into two parts:

- Feature extraction. These algorithms extract some characteristics from the raw signal, which are used by the second block of the signal processing.
- Classification (or translation algorithm). This part analyzes the signal features and classifies the input signal as belonging to a defined group.
- Control. After the results of the classification, the system interacts with the environment in some way. Depending on the application, it could control an external device (such as a wheelchair or a prosthesis), execute actions in a computer (like spelling words or moving an avatar in a VE), or simply give the subjects some feedback in return that allows them to assess their control over the system.

A.3.2 BCI CLASSIFICATION

Several classifications of BCIs can be established depending on different aspects. One of these classifications depends on the nature of the inputs (Wolpaw et al., 2000):

- Endogenous. They depend on the electrophysiological activity caused by a mental task or an internal stimulus. These systems usually need the subjects to train the specific mental tasks to gain control over their own signals.
- Exogenous. The system uses as inputs those signals caused by an external stimulus. There is no need to train the users of these systems.

A second classification depends on the way the system works:

- Synchronous (or system-paced). The system indicates to the subjects when they can perform any control, which is possible only at given moments.
- Asynchronous (or self-paced). The users decide when they want to interact. This kind of system usually supports two states: a ‘non-control’ (NC) state in which subjects can be involved in any task unrelated to the control of the system and an ‘intentional control’ (IC) state, when the subjects control the system through specific mental tasks.

A.3.2.1 Endogenous SMR-based BCI

We will briefly describe here some aspects directly related to a specific kind of BCI from the first classification above. This is the system used for the experiments in this thesis.

These BCIs classify the input signals based on a set of patterns as a consequence of pre-determined mental tasks. These patterns consist of the modulation of the SMR, which are usually the μ and β frequency components. Usually, the mental tasks involved are the imagination of movements of parts of the body, or MI tasks.

The number of possible classes or mental tasks is a very important parameter in an SMR-based BCI. With a higher number of classes, the information transfer rate may increase and the control over the system becomes easier. However, several studies (Kronegg et al., 2007; Obermaier et al., 2001) affirm that as the number of classes increase, the classification accuracy decreases. In the first of these two studies, an optimisation of the number of mental task is analyzed, considering the error probability and the information transfer rate. They conclude that the optimum number depends on the subject and the specific application.

A.3.3 BCI APPLICATIONS

The final aim of most BCI research is to provide severely disabled people with an alternative path of communication and control, not based on muscular movements. Consequently, most applications focus on helping these kinds of patients, although recently, different applications have emerged in other fields, such as video games. In this section, we will briefly mention some of these applications.

A.3.3.1 Clinical applications

In (Kübler & Müller, 2007), the reader can find a wide review of these applications. Recently, a greater number of disabled patients are participating in BCI experiments; however, the most recent research is unable to conclude whether people who would really need this kind of system are still conscious or not. In other words, to date, no patients in a CLIS state have been able to control a BCI (Kübler & Birbaumer, 2008; Murguialday et al., 2011). Usually, the results obtained from experiments involving disabled people are worse than those obtained from experiments involving healthy people (Kübler & Müller, 2007).

Invasive BCIs are used more often in patients, because for them it is the only option, or because they already have implanted electrodes (for example, epileptic patients go through surgery to implant electrodes in order to detect the problematic areas of the brain). Commonly, these systems try to provide movements with robotic arms (Hochberg et al., 2006).

Among the non-invasive techniques, the most usual applications are those that restore communication (spellers) using endogenous (Slow Cortical Potentials, SCP, (Kübler et al., 2001)) or SMR (Obermaier et al., 2003)) as well as exogenous BCI (P300, (Krusienski et al., 2008)). With similar paradigms, other applications give the option of selecting items related to control commands in different applications: movements of a prosthesis (Müller-Putz & Pfurtscheller, 2008), an ortosis (G. Pfurtscheller et al., 2000), a limb through Functional Electrical Stimulation (FES, (G. Pfurtscheller et al., 2003)), Web links (Bensch et al., 2007), commands over a smart home (Guger et al., 2008), or even instructions (shapes and colours) to make a painting (Kübler et al., 2008).

Regarding the use of ERP, the most often used is the P300 potential, which usually is linked to the ‘oddball’ paradigm, for example (Donchin et al., 2000).

A.3.3.2 Other applications

Recently, the use of BCI systems focused on healthy people has expanded. Some of these systems are not strictly a BCI but they are used to provide an application with new functionalities, for example, in video games (Bos et al., 2010; Scherer et al., 2011; ‘*Neural impulse actuator - the future of immersive gaming*’, 2008). Other BCIs are aimed at workload detection in critical situations (Kohlmorgen et al., 2007) and BCIs are being applied to the military arena, as mentioned in (*Brain will be battlefield of future, warns US intelligence report*, The Guardian , 2008).

A.4 STATE-OF-THE-ART: BCI IN NAVIGATION AND VIRTUAL REALITY

Chapter 4 is dedicated to studying the recent state-of-the-art in the fields most related to this thesis: BCI systems focused on ‘navigation’ (motorized wheelchair mobility) and systems that use VR techniques to train subjects.

A.4.1 VIRTUAL ENVIRONMENTS APPLICATIONS

VR applied to BCI systems has several objectives. The most extended is its use as a substitute for a real environment in which people can undertake navigation tests in a safe environment. However, the motivation that users experience by using highly immersive VEs is also an important consideration. Regarding the training process, Pineda (Pineda et al., 2003) cites several factors that can enhance learning in a BCI: i) the subject’s active engagement, ii) frequent interaction with the environment, iii) feedback presence and iv) existence of links to real world context. VR encourages subjects to be motivated, it allows a suitable interaction, it can provide many kinds of feedback and it can reproduce real world environments. Some examples of BCIs using VR for reasons other than navigation are given in the following.

In (Krepki et al., 2007), a virtual arm appears in a screen placed next to where the subject’s real arm is. The representation of movement of the virtual limb is called ‘natural mapping’. In (Lécuyer et al., 2008), a different kind of bio-feedback is given; a brain is shown on a screen so that the subjects can see their own brain activity. In the same work, two VR BCI-games are presented, one using MI to make a spaceship levitate and the other using Steady-State Visual Evoked Potentials SSVEP to keep an avatar balanced. The training performance of a system using classic feedback and another using VR are compared in (Ron-Angevin & Díaz-Estrella, 2009); the conclusion is that VR enhances performance. The work in (Pineda et al., 2003) uses SMR to make an avatar turn right or left in a video game, whilst other movements are controlled via a keyboard. The popular game World of Warcraft has been adapted to be controlled via a BCI system (Scherer et al., 2011).

A.4.1.1 Navigation in VE

- **Synchronous systems.** Early BCI systems aimed at navigation are usually system-paced. Some of them use ERP to move to specific locations (Bayliss, 2003; Donnerer & Steed, 2010; Groenegrass et al., 2010) or to select one from a set of commands (Chung et al., 2011; Faller et al., 2010). Additionally, there are some based on SMR (Friedman et al., 2007).
- **Asynchronous systems.** Self-paced systems are usually more versatile because the subjects control the timing of the interaction. However, they may be more difficult to control because they need to support two states: i) one in which subjects do not generate control commands over the system, Non-Control (NC) state; and ii) an Intentional Control (IC) state where they do execute control over the system.
 - The simplest systems are those that use only two mental classes. This can be because they only have one active mental task classified versus 'rest' (Leeb et al., 2007a; Leeb et al., 2007b), so they only move in one possible direction. Some additional mobility is provided by (Suh et al., 2006) using a classification of two mental tasks but in this work, the real movement of the feet is used as well. This simple classification has been used in (Tsui & Gan, 2007) to move through a grid of hexagons.
 - Some systems use three classes to allow subjects to move in more directions. For example, in (Geng et al., 2007), two hand MIs make an avatar turn and feet MI make it advance. Three classes are also used in (Galán et al., 2008), which puts some intelligence in the system, so that it provides high level commands. One more work that classifies three MI classes is (Lotte et al., 2010); MI tasks are not directly interpreted as navigation commands but they are used to move through a decision tree in order to choose among several high level options.

A.4.2 REAL ENVIRONMENTS APPLICATIONS

A.4.2.1 Robots

Some of the works involving BCIs and robots are preliminary studies preceding the use of the system in a real wheelchair, whereas others are just robot-oriented applications where the robot can complete different actions, not just move through an environment.

ERP potentials are often used in this kind of system, like (Bell et al., 2008; Bryan et al., 2011; Chang et al., 2010; Escolano et al., 2012), providing both low and high level commands, or hybrid systems that can learn a sequence of low level commands as a new high level instruction.

Other systems use different numbers of MI tasks: two or three classes can operate a ‘finite state machine’ that generates more navigation commands, as in (Wu et al., 2008). MI tasks are sometimes translated directly into control commands, which is the case in the four options controlled by four MI tasks in (Barbosa et al., 2010).

A.4.2.2 Wheelchairs

In this section, we will mention some works that permit subjects to move autonomously in a wheelchair.

Most parts of these kinds of system are controlled by ERP, (Bong-Gun Shin et al., 2010; Iturrate et al., 2009; Lopes et al., 2011; Muller et al., 2011; Rebsamen et al., 2010). As in the case of robots, some use MI tasks. In (Choi & Cichocki, 2008), three MI tasks are translated directly to three navigation commands but for the stop command, the movement of the cheek is used. Another hybrid BCI (as it uses different kinds of signals as inputs) is presented in (Long et al., 2012), where three MI tasks and one command obtained via P300 control the system with low level commands. One of the previous paradigms used to control a robot was later tested in a real wheelchair (Vanacker et al., 2007); three MI tasks and some system intelligence allow control through a hybrid paradigm (both high and low level commands).

A.5 OBJECTIVES

The research carried out in this thesis intends to develop a navigation paradigm based only on one MI task (so that the classifier can distinguish between one active task versus a 'rest' state). This paradigm must allow navigation with three or more commands. An initial paradigm is proposed and then several improvements are analyzed sequentially as approximations to the final aim: to use such a paradigm to control a real wheelchair without the need of a graphical interface.

- The first paradigm fits the two mentioned requisites: with two mental tasks, the user can choose among four commands. The work in (Müller et al., 2008) inspired the mapping of these mental tasks to a higher number of commands. The four navigation commands are placed around a circle; inside the circle, a bar whose length is determined by a MI task, turns and points to the commands. In order to choose a command, the subject performs the MI task to extend the bar and select it. This first paradigm worked in a synchronous way in a VE simulating a maze.
- The next test used an asynchronous paradigm of three commands to control an avatar in a virtual park. This system supported the NC and IC states. The change from one state to the other was controlled with the same MI task. The movements after the selection of a command were discrete (90° turns and fixed distance movements forwards and backwards).
- The research continued with the adaptation of this system to support continuous movements, so that users could determine the extension of their movements.
- For application to a wheelchair, the paradigm would first require changing the graphical paradigm for one that is audio-cued, so that subjects would not need to gaze at a screen with the graphical interface displayed on it.
- The experiments were initially carried out in a VE. The first VE was unsophisticated but they kept growing in realism from experiment to experiment.

Apéndice A

- Finally, once the subjects had demonstrated control with an audio-cued interface in a VE, the paradigm was applied to the control of a small mobile robot.

A.6 METHODS

Chapter 6 describes the most common methodological processes used during the experiments.

A.6.1 BCI SYSTEM USED

This section presents a description of the specific methods and algorithms used at each step of the general model of a BCI (Figure A-6).

A.6.1.1 Signal Acquisition

The system used in this thesis is based on SMR. As mentioned previously, the system is to be controlled by two mental tasks. However, only one of these mental tasks is considered ‘active’; a MI task. The other mental task that subjects are asked to perform is to maintain a ‘relaxed’ state, or not to think anything in particular. The decision was thus, because the MI task needs to be active for only a few seconds each time the subject wants to interact; the rest of the time corresponds to the other mental state and therefore, it was necessary that this task was not tiring.

The MI task is the imagination of the movement of the right hand. Signals are recorded from two bipolar channels placed at the C3 and C4 positions (C3 is linked to the right arm movement). Passive gold electrodes were connected to a biosignal amplifier. The output signals are digitized by a data acquisition device (DAQ).

A.6.1.2 Signal Processing

The signal processing method is based on the system proposed by the Graz group (Guger et al., 2003). The digitized signals are processed in a time windows of 0.5 s that is updated every 31.25 ms (by overlapping consecutive time windows) in order to keep the feedback in real time.

Subjects participated firstly in a session without feedback to calibrate the system. Once the system adapted its parameters to each subject, they continued with a second session with feedback.

- **Feature Extraction.** This process consists of filtering the EEG in a subject-dependent frequency band and estimating the power of the signal. This frequency band is determined by the first calibration session.

- **Classification.** A Linear Discriminant Analysis (LDA) was used to classify the incoming signals.

A.6.1.3 Control applications

The control of the feedback is the only way that subjects have to interact with the system. This feedback consists of the control of the extension of a bar. With this simple action, subjects can interact with the environment in several ways and therefore, a control application is necessary that translates the bar length into control commands. Even in the subsequent experiments where several environments (both virtual and real) are tested, the control paradigm remains almost unalterable; however, the way in communicates with the different environments needs to be implemented for each of them. Figura 6-3 depicts a scheme showing the four configurations used:

- VRML environments controlled through the Matlab Reality Toolbox. These VEs have the disadvantage of not giving realistic graphics.
- Communication through TCP with OpenGL environments. OpenGL VEs are more immersive due to the higher realism of the graphics, the use of OpenAL for the sound, the real-time rendering with stereoscopic vision and the physical simulation.
- UDP connections to Microsoft Robotic Studio. Some experiments were carried out with these VEs but are not included in this thesis.
- Serial port Bluetooth connections with real devices. Two small robots and a prototype of a motorized wheelchair were controlled in a similar method through a wireless interface. In the experiments, only the ePuck educational robot is used.

A.6.2 EXPERIMENTAL PROTOCOL

The common methodology used in the experiments is based (as with the signal processing) on that proposed by the Graz group (Guger et al., 2001). All subjects participate in a first session without feedback to calibrate the system in order to obtain the parameters for the signal processing. Once these parameters are calculated, a second session with feedback is carried out. Subjects with a minimum classification error rate below 30% continue with the subsequent sessions of the experiments. These two first sessions are common for every experiment. Three of them used a paradigm that consisted of a horizontal bar that could be extended to the left or the right via two

mental tasks (right hand MI or relaxed state). The other experiments used VR techniques in these training sessions, the VE was a road on which subjects could move a car to the left or the right (Figura 6-10).

After the two training sessions, subjects participated in the experimental sessions. Because the experiments were carried out in different environments with several devices and interfaces, the subjects first tested the new paradigm for a few minutes in an adaptation session.

A.6.2.1 Experiments

The objective of the thesis is to evaluate several navigation paradigms and therefore, the experiments were all about navigation. By mapping two mental tasks into three or four navigation commands, subjects were asked to perform a similar task: to reach a distant objective as fast as they could using the minimum number of commands and trying not to collide with any obstacles.

- **Results Evaluation.** The main evaluated parameters were the time needed to accomplish the task, the number of commands used and the number of collisions. Others parameters with less importance were also considered, such as the time required to change from the NC to the IC state and the time taken to select each command. The statistical software package SPSS was used to study the results. The evaluation differed depending on the experiment: in some cases, the two paradigms are compared, whereas in others, the subjects only test one interface. For this reason, several statistical analyzes have been used, such as the Student's t test, the Mann-Whitney U and the Wilcoxon test.

A.7 EXPERIMENTS AND RESULTS

Chapter 7 describes the experiments carried out in this research. The conclusions obtained from each experiment facilitate the design of subsequent experiments in order to make the control interface better at each step. In Table A-1 the differences that were included in each experiment are shown.

Exp.	Synchrony	Movements	Interface	Environment	Commands
1	Synchronous	Discrete	Visual	Virtual (OpenGL)	4
2	Asynchronous	Discrete	Visual	Virtual (VRML)	3
3	Asynchronous	Continuous	Visual	Virtual (VRML)	3
4	Asynchronous	Continuous /Switch	Visual	Virtual (OpenGL)	3
5	Asynchronous	Continuous	Visual + Auditory Auditory	Virtual (OpenGL)	3
6	Asynchronous	Discrete Continuous	Visual + Auditory Auditory	Virtual (OpenGL) Real (ePuck)	4

Table A-1. Characteristic comparison between all the experiments.

A.7.1 EXPERIMENT 1

The first system acts as the starting point for the successive proposed improvements; it consists of the mapping of the two mental tasks into four possible navigation commands (section 7.1). In this paradigm, the graphical interface is presented as four navigation commands surrounding a circle. A bar in the centre of the circle is rotating continuously; when the bar points to the desired command, the user causes it to extend by carrying out one mental task (Figure A-7). This first system has a synchronous paradigm, as long as the subjects are asked at every junction (the environment is a virtual labyrinth) to select the command that would move them to the next junction. The results of this experiment were published in (Ron-Angevin et al., 2009).

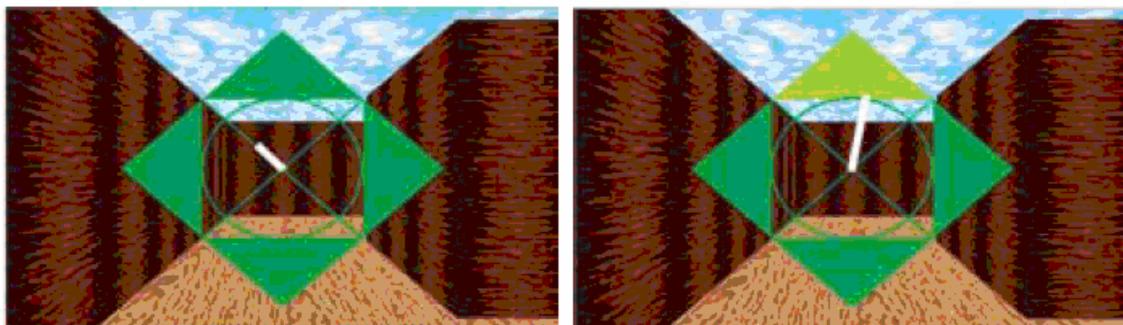


Figure A-7. Synchronous interface for experiment 1.

A.7.2 EXPERIMENT 2

The first improvement consisted of the adaptation of the paradigm to be asynchronous (section 7.2), so that it supported an intentional control (IC) state, as well as a non-control (NC) state, in which the subjects did not necessarily have to control the system through navigation commands (Figure A-8). The consequence of a selection in this second system was still discrete movements. This kind of movement is easier to control by the subjects but this control is not free because the users cannot adjust precisely the length of their advance or the amplitude of their turns. It is difficult to evaluate the paradigm when used to navigate through an open environment (a VE representing as park), because users can choose many possible ways to complete the task. For this reason, the subjects initially participated in an evaluation session in which the paradigm was controlled in a synchronous way: the system indicated to the subjects when to change from one state to the other, what command they should select and when they should do it. With this, the ability of the subjects to control the switch between states (NC or IC) as well as to choose the right command can be evaluated. Following this, the users used the same interface asynchronously to move at their own pace through the VE to reach an objective. The results supported the use of the paradigm, because the subjects achieved control with a low error rate (non-desired activations, called False Positives or FP, and wrong commands). The results of this experiment were published in (Velasco-Álvarez & Ron-Angevin, 2009).

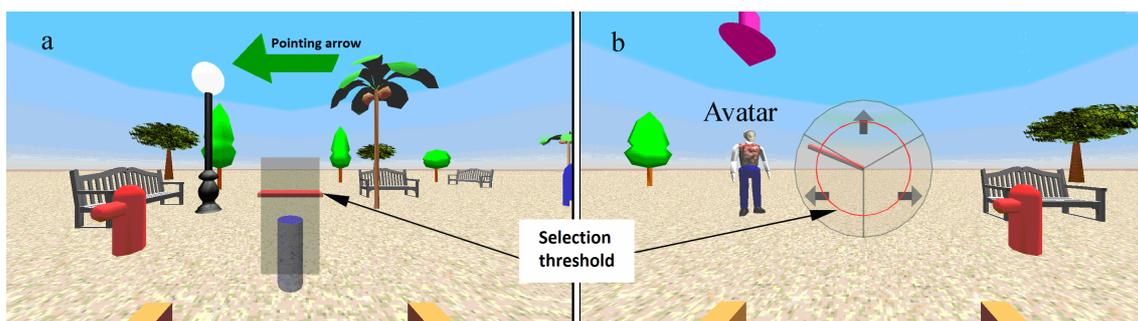


Figure A-8. NC (a) and IC (b) interfaces in a VRML virtual environment.

A.7.3 EXPERIMENT 3

After the satisfactory results from the previous experiment, the system proved to be valid for switching between states and for providing commands. The next improvement was to adapt the paradigm to provide continuous movement (section 7.3), in contrast with the discrete method of navigation in the two previous experiments. In this case, with the same MI task, users could maintain the movement at a fixed speed

(both advances and turns) while the system detected the execution of the corresponding MI; to stop the movement they just needed to stop performing the MI task. In order to make the evaluation easier, it was decided, in contrast to the previous experiment, to limit the number of different paths that users could choose. This time, all subjects had to follow the same corridor with several straight and curved stretches inside a virtual park. Again, the positive results prompted the conclusion that the new paradigm was suitable for use in navigating through a VE. The results of this experiment were published in (Velasco-Álvarez et al., 2010a).

A.7.4 EXPERIMENT 4

The fourth experiment is described in section 7.4. It presents the comparison between the last paradigm and a new proposal that also enables continuous movement but avoids the need for the subjects to perform the MI task for a long time. To do this, a switch strategy was used. After the selection of a command (in a similar manner to that in the previous versions) the movement commenced and continued, even when the subjects paused their MI task, until they indicated to the system that they wanted to stop it by performing the same MI action again. An important change regarding the previous experiments is the use of a highly immersive VE developed with OpenGL (Figure A-9). The results suggested that it could be useful for certain kinds of trajectories (with long straight stretches) but generally, it did not offer significant advantages over the previous paradigm; for subsequent experiments this variant was discarded. The results of this experiment were published in (Velasco-Álvarez et al., 2010b).

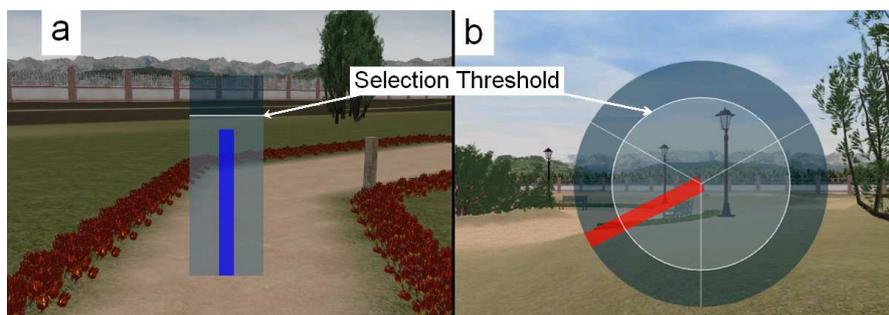


Figure A-9. NC (a) and IC (b) interfaces in a OpenGL virtual environment.

A.7.5 EXPERIMENT 5

In the previous two experiments, the graphical interface was adapted to control a real device as a precursor to it controlling a real wheelchair. It was necessary to change the paradigm so that the interface was not graphical, because this could limit the

subjects by requiring them to look at it and not the environment. Furthermore, this kind of paradigm is intended to improve the mobility of severely disabled patients, even people without gaze control, so a system that requires them to move their eyes from the environment to a control screen may not be suitable. In the first four experiments described in this work, the graphical interface was superimposed (in a semi-transparent way) over the representation of the VE; however, in the latter two experiments the control is over a real device, which makes it difficult to show in the graphical interface. Therefore, the fifth experiment (section 7.5) consisted of an extra session in which subjects from experiment 4 performed in the same VE. They were asked to cover the same corridor, first with the graphical interface and a simultaneous audio interface but with only the audio interface for the second run. This audio interface is simple: when the rotating bar changed from one sector (command) to another, a voice indicated this event to the subjects, telling them which command was available for selection at every moment. With the two interfaces present at the same time, users could become familiar with the timing of the paradigm, so that they could easily know what state they were in (NC or IC) or what command they could choose. As the results were satisfactory in a VE, the next step was to test the new paradigm with a real device. The results of this experiment were published in (Velasco-Álvarez, et al., 2011).

A.7.6 EXPERIMENT 6

Finally, in the experiment described in section 7.6 the audio interface was used to control a real device; a small mobile robot inside a maze. However, in order to make it easier for the subjects to acquire control over the interface, three levels of adaptation were proposed: i) to first use the interface in a discrete way (which is easier to control) before trying it with continuous movements; ii) to start the training in a VE, where subjects feel more comfortable and safe, before controlling a real device; and iii) as in experiment 5, to use the graphical control interface simultaneously with the audio-cues before navigating with just the audio interface.

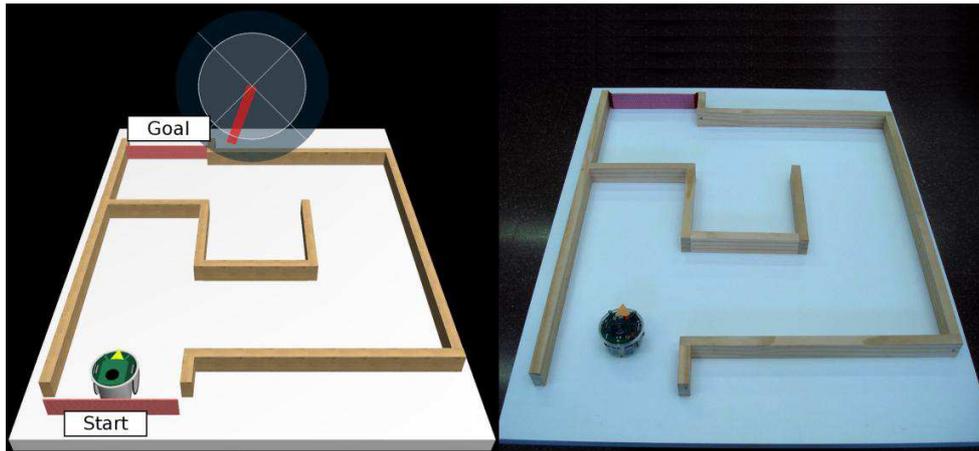


Figure A-10. Simulated robot in the VE (left) and robot in the real environment (right).

To make the change from a virtual world to the real one easier, the VE was designed to be similar to the real one (in Figure A-10 both environments are shown: a small maze of corridors).

In the last run of this experiment, subjects achieved the main objective of this thesis: to use a control paradigm of continuous movement to move a real device through an audio-cued interface. The results support the use of this paradigm to control a real wheelchair.

Part of the results of this experiment was published in (Ron-Angevin et al., 2011).

A.8 CONCLUSIONS AND FUTURE WORK

A.8.1 CONCLUSIONS

The main objective of this work was to develop a navigation paradigm for a BCI system that provided free movement. Among all the possibilities of control elements for the BCI, the control over the SMR was chosen because its endogenous nature makes it suitable for navigational control without the need of elements from outside (in other words, an endogenous BCI). Furthermore, SMR-based systems usually require less training time than other endogenous BCIs, such as, for example, those based on SCP. Another advantage of the SMR is that the associated mental tasks are related with the imagination of movements, which makes it easier (more intuitive) to link these mental tasks with the control of the interface, which consists of the extension and shortening of a turning bar. The proposed paradigm is intended to be used in a real environment with a wheelchair, so one of the objectives was to keep the classification error rate as low as possible (because a wrong navigation command could lead the users into dangerous situations). For this reason, only two mental tasks are classified, which guarantees the minimum classification error rate. Many of the works referred to in chapter 4 use more than two mental tasks in order to simplify the navigation and those based on only two mental tasks provide the subjects with only limited mobility. For this reason, the paradigm proposed in this work is controlled with two mental tasks but enables non-restricted navigation (because it uses three commands or more) in both virtual and real environments.

Before the description of the paradigm, the initial chapters have explained the necessary theoretical fundamentals (chapter 2) that support the implementation of BCI systems. Next, the main characteristics of these systems have been defined, classifications under different criteria have been established and some of the related applications have been mentioned (chapter 3). The next chapter offers a wide review of the state-of-the-art in BCI systems directly related to the one presented here, i.e., navigation oriented systems, both in virtual and real environments. After the specification of the objectives of the thesis in chapter 5, the sixth chapter details the BCI system used for the experiments that support this work, as well as the methodological and evaluation procedures. In the most extensive chapter, number 7, the experiments

carried out in this research field are described and their results discussed. Several variants of the initial paradigm have been proposed in order to approach the final objective of providing an asynchronous, audio-cued paradigm to be used in both virtual and real environments in order to control navigation with continuous movements. Results from almost all the experiments support the use of the each paradigm; only one of the proposed variants was discarded because it was not considered useful (experiment 4).

A.8.2 FUTURE WORK

Once the proposed paradigm has been proved valid in controlling real devices (without the need of a graphical interface), the next steps in our research will be to use it with a real wheelchair, so that it will provide subjects with autonomous mobility controlled only via their EEG signals.

However, some modifications can be tested as potential improvements of the system. One of them is to improve the base of the system, not the paradigm. For this, a possibility is to change the hardware for the signal acquisition, using active electrodes instead of passive electrodes, as described here. A second option is to change the signal processing software (in the feature extraction and in the classification algorithm as well), or to apply EOG-based artifact detection/correction methods to improve the signal-to-noise ratio.

Regarding the paradigm, a possible improvement could be to change the command distribution in the interface, as it is not necessary for it to be always the same. All the interfaces presented here have fixed positions around a circle; this has the advantage of it being easier for the subjects to memorize the sequence of commands, so they do not need to pay as much attention to the interface. However, this fixed position forces subjects to wait until the desired command is indicated by the feedback bar (visible or not). With some intelligence applied to the system, the environment could be analyzed automatically, so that after a movement, the paradigm could offer as the next command the one with the higher probability of being selected. In other words, the system would use knowledge of the environment and intelligence in a similar manner to that in (Vanacker et al., 2007); but instead of offering subjects high level commands, it would still move with low level instructions but with a better distribution over the interface.

APÉNDICE B. PROCESADO OFF-LINE DEL EEG

En el apartado 6.2.1 se ha explicado que todos los sujetos participaron en primer lugar en fase de entrenamiento que constaba de dos sesiones, una sin y otra con *feedback*. También se dijo que un análisis *a posteriori* de la primera sesión permitía calcular los parámetros óptimos para la etapa de procesado de señal, que es la encargada de clasificar las señales proporcionando *feedback*. Pues bien, en este apéndice se explicará en qué consiste el análisis *off-line* de la primera sesión sin *feedback* para obtener dichos parámetros. Estos parámetros son la banda de frecuencia reactiva y los parámetros del clasificador para las siguientes sesiones. Este análisis se basa en la propuesta de (Guger et al., 2003). Una aplicación llamada PASE (Procesado y Análisis de Señales Electroencefalográficas) se ha desarrollado para realizar este análisis.

B.1 SELECCIÓN DE LA BANDA DE FRECUENCIA

En la temporización de las pruebas de la fase de calibración (ver Figura 6-10), se observa que durante los dos primeros segundos de la prueba el sujeto no recibe instrucciones al respecto de qué tarea mental llevar a cabo, por tanto, se considera este periodo como el de referencia.

El criterio de selección de la banda se hace por observación del espectro de potencia obtenido en dos intervalos de tiempo diferentes: el de referencia (los 2 primeros segundos de reposo) frente al periodo activo (ejecución de la tarea mental). En la Figura B-1 puede observarse un ejemplo de cómo se elige la banda de frecuencia: las dos gráficas muestran el espectro de potencia obtenido en dos canales, siendo las medidas de éstos en las posiciones C3 y C4. La línea verde corresponde al espectro de frecuencia obtenido de una media de 80 pruebas, analizado en un periodo de un segundo tomado durante el reposo previo a la realización de la tarea mental (0.5s – 1.5s). La línea roja representa el espectro de potencia analizado en un intervalo de un segundo tomado durante el periodo activo (6s – 7s). En este ejemplo puede observarse una clara atenuación de las frecuencias (en ambos canales) comprendidas en dos intervalos: uno alrededor de los 11 Hz (ritmo μ), y otro en torno a los 22 Hz (ritmo β). El análisis se

Apéndice B

repite para varias bandas de frecuencia hasta que se considera que la elegida es la óptima.

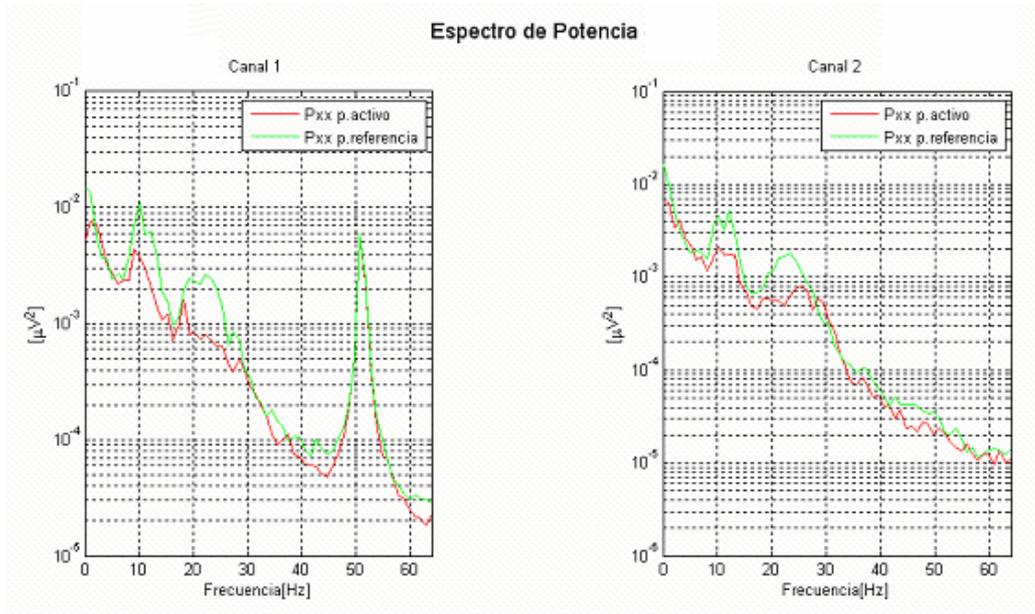


Figura B-1. Espectro de potencia. Se muestran los dos canales (C3 y C4) para el periodo de referencia (verde) y un periodo en que la tarea mental de MI está activa (rojo).

B.2 ERD EN LA BANDA ELEGIDA

Para cada banda de frecuencia reactiva elegida, se estudian las curvas de EDR/ERS para comprobar los cambios que sufren las señales EEG cuando el sujeto lleva a cabo una u otra tarea mental. Para ello, se analiza la media de las pruebas de cada tarea mental en los 8 segundos que dura una prueba. En la Figura B-2 se representa la evolución temporal de la potencia de las señales en la banda de frecuencia elegida como un porcentaje respecto a la media de un periodo de referencia (tomado entre los segundos 0.5 y 1.5). Puede observarse como en ambos canales, durante los primeros 2.5 segundos aproximadamente, para la banda de frecuencias seleccionada, la potencia varía poco, y a partir de ese momento (comienzo de la realización de la tarea mental de MI) desciende de modo notable. Este efecto supone una clara desincronización (ERD) de las señales en esa banda de frecuencia cuando el sujeto realiza la tarea mental de MI.

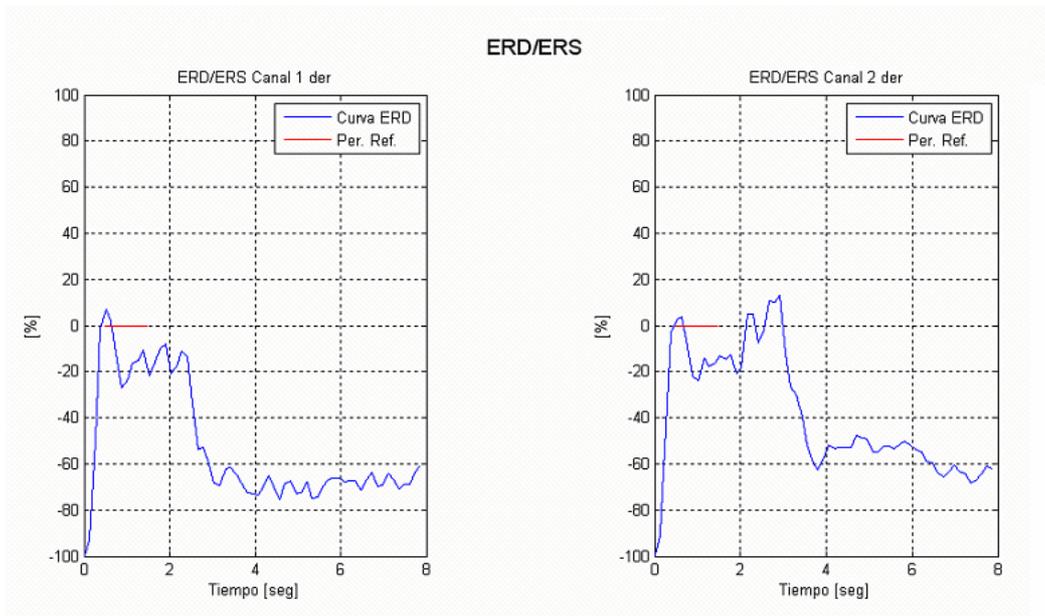


Figura B-2. Curvas de ERD/ERS.

Un procesado automático permite establecer los parámetros óptimos del clasificador para la banda de frecuencia elegida, obteniéndose también las curvas de error para dichos parámetros, como se muestra en la Figura B-3. En ella se muestra la tasa de error promediada para 160 pruebas (80 de estado mental reposo, y 80 de MI), calculada cada 0.5s. obtenida con el clasificador generado automáticamente. Con esta información del error y el estudio de las curvas de ERD/ERS se puede ajustar de manera más fina la banda de frecuencia del sujeto hasta conseguir la más adecuada.



Figura B-3. Curva de error promediada en los 8 segundos de duración de la prueba.

B.3 CLASIFICACIÓN

El clasificador empleado consistirá en un Análisis Discriminante Lineal (*Linear Discriminant Analysis*, LDA). Este clasificador recibe como entradas las potencias en la banda reactiva de ambos canales, y establece si se trata de una tarea mental u otra. En la Figura B-4 se observa un ejemplo: la línea recta marca la frontera entre las dos posibles clases: cada punto en la gráfica (P1, P2), corresponde a la potencia promediada en los canales 1 y 2 respectivamente. Los puntos a un lado de esa recta se clasifican como ‘reposo’, los otros como ‘MI’. La estrategia de validación utilizada para calcular el error será de ‘validación cruzada’ (*K-fold cross validation*). Estos dos procedimientos se encuentran detallados en (Guger et al., 2001; Guger et al., 2003).

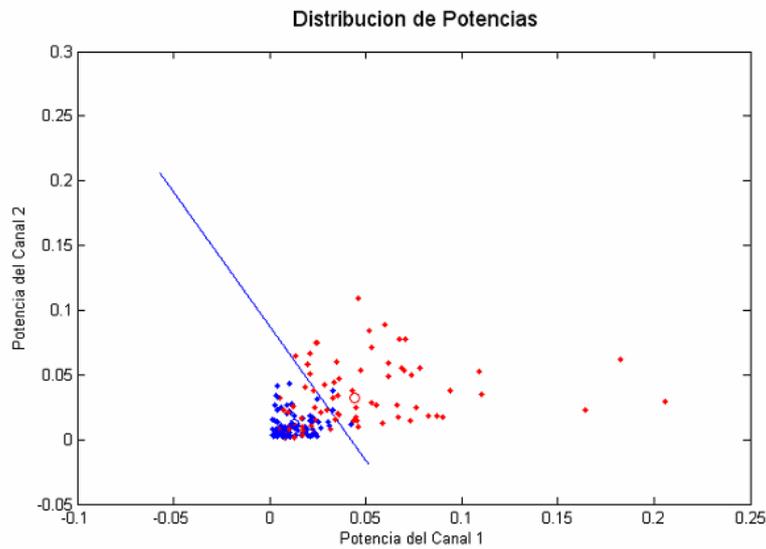


Figura B-4. Ejemplo de clasificador LDA.

REFERENCIAS

- Anderson, J. R. (1982). Acquisition of cognitive skill. *Psychological Review*, 89(4), 369-406.
- Andreassi, J. L. (2006). *Psychophysiology: Human behavior and physiological response*. Lawrence Erlbaum Associates.
- Barbosa, A. O. G., Achancaray, D. R., & Meggiolaro, M. A. (2010). Activation of a mobile robot through a brain computer interface. Paper presented at the *Robotics and Automation (ICRA), 2010 IEEE International Conference on*, pp. 4815-4821.
- Bayliss, J. D. (2003). Use of the evoked potential P3 component for control in a virtual apartment. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 11(2), 113-116.
- Bell, C. J., Shenoy, P., Chalodhorn, R., & Rao, R. P. N. (2008). Control of a humanoid robot by a noninvasive brain-computer interface in humans. *Journal of Neural Engineering*, 5(2), 214-220.
- Bensch, M., Karim, A. A., Mellinger, J., Hinterberger, T., Tangermann, M., Bogdan, M., et al. (2007). Nessi: An EEG-controlled web browser for severely paralyzed patients. *Computational Intelligence and Neuroscience*, 2007.
- Birbaumer, N., Kübler, A., Ghanayim, N., Hinterberger, T., Perelmouter, J., Kaiser, J., et al. (2000). The thought translation device (TTD) for completely paralyzed patients. *IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering*, 8(2), 190-193.
- Bishop, C. M. (1995). *Neural networks for pattern recognition*. Oxford: Clarendon Press.
- Blankertz, B., Dornhege, G., Krauledat, M., Schröder, M., Murray-Smith, M., & Müller, K. R. (2006). The Berlin brain-computer interface presents the novel mental typewriter hex-o-spell. *Proceedings of the 3rd International Brain-Computer Interface Workshop and Training Course*, Graz. pp. 108-109.
- Bong-Gun Shin, Taesoo Kim, & SungHo Jo. (2010). Non-invasive brain signal interface for a wheelchair navigation. Paper presented at the *Control Automation and Systems (ICCAS), 2010 International Conference on*, pp. 2257-2260.
- Borisoff, J. F., Mason, S. G., & Birch, G. E. (2006). Brain interface research for asynchronous control applications. *Neural Systems and Rehabilitation Engineering, IEEE Transactions on*, 14(2), 160-164.
- Bos, D. P., Reuderink, B., van de Laar, B., Gürkök, H., Mühl, C., Poel, M., et al. (2010). Human-computer interaction for BCI games: Usability and user experience. Paper presented at the *Cyberworlds (CW), 2010 International Conference on*, pp. 277-281.
- Brain products, active electrodes*, (2012). Disponible en: <http://www.brainproducts.com/productdetails.php?id=4>
- Brain will be battlefield of future, warns US intelligence report.*, 2008, from <http://www.guardian.co.uk/science/2008/aug/13/military.neuroscience>.
- Bryan, M., Green, J., Chung, M., Chang, L., Scherert, R., Smith, J., et al. (2011). An adaptive brain-computer interface for humanoid robot control. Paper presented at the *Humanoid Robots (Humanoids), 2011 11th IEEE-RAS International Conference on*, pp. 199-204.
- Chae, Y., Jeong, J., & Jo, S. (2012). Toward brain-actuated humanoid robots: Asynchronous direct control using an EEG-based BCI. *IEEE Transactions on Robotics*, 99, 1-14.
- Chang, H., Deng, H., Lee, P., Wu, C., & Shyu, K. (2010). Real-time control of an SSVEP-actuated remote-controlled car. Paper presented at the *Proceedings of the SICE Annual Conference*, pp. 1884-1887.
- Chi, Y. M., Tzyy-Ping Jung, & Cauwenberghs, G. (2010). Dry-contact and noncontact biopotential electrodes: Methodological review. *Biomedical Engineering, IEEE Reviews in*, 3, 106-119.

- Choi, K., & Cichocki, A. (2008). Control of a wheelchair by motor imagery in real time. *Lecture Notes in Computer Science (Including Subseries Lecture Notes in Artificial Intelligence and Lecture Notes in Bioinformatics)* 5326 LNCS, pp. 330-337.
- Chung, M., Cheung, W., Scherer, R., & Rao, R. P. N. (2011). Towards hierarchical BCIs for robotic control. Paper presented at the *Neural Engineering (NER), 2011 5th International IEEE/EMBS Conference on*, pp. 330-333.
- Cohen, J. (1988). *Statistical power analysis for the behavioral sciences* (2nd ed.). New York: Academic Press.
- Cruz-Neira, C., Sandin, D. J., DeFanti, T. A., Kenyon, R. V., & Hart, J. C. (1992). Cave. audio visual experience automatic virtual environment. *Communications of the ACM*, 35(6), 65-72.
- Díaz-Estrella, A., & Reyes-Lecuona, A. (2004). *Realidad virtual y presencia* Retrieved from http://155.210.207.183/aipo/documentos/Realidad_Virtual_y_Presencia_%28Tutorial%29.pdf.
- Donchin, E., Spencer, K. M., & Wijesinghe, R. (2000). The mental prosthesis: Assessing the speed of a P300-based brain-computer interface. *Rehabilitation Engineering, IEEE Transactions on*, 8(2), 174-179.
- Donnerer, M., & Steed, A. (2010). Using a P300 brain-computer interface in an immersive virtual environment. *Presence: Teleoperators and Virtual Environments*, 19(1), 12-24.
- Dornhege, G., Blankertz, B., Curio, G., & Müller, K. (2004). Boosting bit rates in noninvasive EEG single-trial classifications by feature combination and multiclass paradigms. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 51(6), 993-1002.
- Dornhege, G., Blankertz, B., Krauledat, M., Losch, F., Curio, G., & Müller, K.R. (2006). Combined optimization of spatial and temporal filters for improving brain-computer interfacing. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 53(11), 2274-2281.
- Do-Won Kim, Jae-Hyun Cho, Han-Jeong Hwang, Jeong-Hwan Lim, & Chang-Hwan Im. (2011). A vision-free brain-computer interface (BCI) paradigm based on auditory selective attention. Paper presented at the *Engineering in Medicine and Biology Society, EMBC, 2011 Annual International Conference of the IEEE*, pp. 3684-3687.
- Emotiv webpage* (2012). Disponible en: <http://emotiv.com/>
- ePuck webpage* (2012). Disponible en: <http://www.e-puck.org/>
- Escolano, C., Antelis, J. M., & Minguez, J. (2012). A telepresence mobile robot controlled with a noninvasive brain-computer interface. *IEEE Transactions on Systems, Man, and Cybernetics, Part B: Cybernetics*, 42(3), 793-804.
- Fabiani, M., Gratton, D., & Federmeier, K. D. (2007). Event-related brain potentials: Methods, theory and applications. In J. T. Cacioppo, L. G. Tassinary & G. G. Berntson (Eds.), *Handbook of psychophysiology* (3rd ed., pp. 85-119). Cambridge: Cambridge University Press.
- Faller, J., Müller-Putz, G., Schmalstieg, D., & Pfurtscheller, G. (2010). An application framework for controlling an avatar in a desktop-based virtual environment via a software SSVEP brain-computer interface. *Presence: Teleoperators and Virtual Environments*, 19(1), 25-34.
- Fatourechi, M., Bashashati, A., Ward, R. K., & Birch, G. E. (2005). A hybrid genetic algorithm approach for improving the performance of the LF-ASD brain computer interface. Paper presented at the *ICASSP, IEEE International Conference on Acoustics, Speech and Signal Processing - Proceedings*. pp. V345-V348.
- Fehmi, L. G., & Collura, T. (2007). Effects of electrode placement upon EEG biofeedback training: The monopolar-bipolar controversy. *Journal of Neurotherapy*, 11(2), 45-63.
- Fisher, R. A. (1935). *The design of experiments*. Oxford, England: Oliver & Boyd.
- Friedman, D., Leeb, R., Guger, C., Steed, A., Pfurtscheller, G., & Slater, M. (2007). Navigating virtual reality by thought: What is it like? *Presence: Teleoperators and Virtual Environments*, 16(1), 100-110.
- Friedrich, E. V. C., McFarland, D. J., Neuper, C., Vaughan, T. M., Brunner, P., & Wolpaw, J. R. (2009). A scanning protocol for a sensorimotor rhythm-based brain-computer interface. *Biological Psychology*, 80(2), 169-175.
- Fujisawa, J., Touyama, H., & Hirose, M. (2008). EEG-based navigation of immersing virtual environment using common spatial patterns. Paper presented at the *Proceedings - IEEE Virtual Reality* pp. 251-252.

- Furdea, A., Halder, S., Krusienski, D. J., Bross, D., Nijboer, F., Birbaumer, N., et al. (2009). An auditory oddball (P300) spelling system for brain-computer interfaces. *Psychophysiology*, 46(3), 617-625.
- Galán, F., Nuttin, M., Lew, E., Ferrez, P. W., Vanacker, G., Philips, J., et al. (2008). A brain-actuated wheelchair: Asynchronous and non-invasive brain-computer interfaces for continuous control of robots. *Clinical Neurophysiology*, 119(9), 2159-2169.
- Geng, T., Dyson, M., Tsui, C. S., & Gan, J. Q. (2007). A 3-class asynchronous BCI controlling a simulated mobile robot. *Conference Proceedings : Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. Conference, 2007*, 2524-2527.
- Geng, T., & Gan, J. Q. (2008). Towards a virtual 4-class synchronous BCI using motor prediction and one motor imagery. *Proceedings of the 4th International Brain-Computer Interface Workshop and Training Course, Graz*. pp. 203-207.
- Gentile, J. R., Roden, A. H., & Klein, R. D. (1972). An analysis-of-variance model for the intrasubject replication design. *J Appl Behav Anal*, 5(2), 193-198.
- Groenegrass, C., Holzner, C., Guger, C., & Slater, M. (2010). Effects of P300-based BCI use on reported presence in a virtual environment. *Presence: Teleoperators and Virtual Environments*, 19(1), 1-11.
- Gtec. dry electrodes* (2012). Disponible en: <http://www.gtec.at/Products/Electrodes-and-Sensors/g.SAHARA-Specs-Features>.
- Guger, C., Edlinger, G., Harkam, W., Niedermayer, I., & Pfurtscheller, G. (2003). How many people are able to operate an EEG-based brain-computer interface (BCI)? *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 11(2), 145-147.
- Guger, C., Holzner, C., Grönegree, C., Edlinger, G., & Slater, M. (2008). Control of a smart home with a brain-computer interface. *Proceedings of the 4th International Brain-Computer Interface Workshop and Training Course, Graz*. pp. 339-342.
- Guger, C., Schlögl, A., Neuper, C., Walterspacher, D., Strain, T., & Pfurtscheller, G. (2001). Rapid prototyping of an EEG-based brain-computer interface (BCI). *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 9(1), 49-58.
- Halder, S., Rea, M., Andreoni, R., Nijboer, F., Hammer, E. M., Kleih, S. C., et al. (2010). An auditory oddball brain-computer interface for binary choices. *Clinical Neurophysiology*, 121(4), 516-523.
- Hammer, E. M., Halder, S., Blankertz, B., Sannelli, C., Dickhaus, T., Kleih, S., et al. (2012). Psychological predictors of SMR-BCI performance. *Biological Psychology*, 89(1), 80-86.
- Hill, N. J., Lal, T. N., Bierig, K., Birbaumer, N., & Schölkopf, B. (2005). An auditory paradigm for brain-computer interfaces. *Advances in Neural Information Processing Systems*, 17, 569-576.
- Hochberg, L. R., Serruya, M. D., Friebs, G. M., Mukand, J. A., Saleh, M., Caplan, A. H., et al. (2006). Neuronal ensemble control of prosthetic devices by a human with tetraplegia. *Nature*, 442(7099), 164-171.
- Iturrate, I., Antelis, J. M., Kübler, A., & Minguez, J. (2009). A noninvasive brain-actuated wheelchair based on a P300 neurophysiological protocol and automated navigation. *IEEE Transactions on Robotics*, 25(3), 614-627.
- Jasper, H. H. (1958). The ten-twenty electrode system of the international federation in electroencephalography and clinical neurophysiology. *Electroencephalogr. Clin. Neurophysiol.*, 10, 371-375.
- Kanoh, S., Miyamoto, K., & Yoshinobu, T. (2008). A brain-computer interface (BCI) system based on auditory stream segregation. Paper presented at the *30th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, EMBS'08*, Vancouver, BC. pp. 642-645.
- Klobassa, D. S., Vaughan, T. M., Brunner, P., Schwartz, N. E., Wolpaw, J. R., Neuper, C., et al. (2009). Toward a high-throughput auditory P300-based brain-computer interface. *Clinical Neurophysiology*, 120(7), 1252-1261.

- Kohlmorgen, J., Dornhege, G., Braun, M. L., Blankertz, B., Müller, K.R., Curio, G., et al. (2007). Improving human performance in a real operating environment through real-time mental workload detection. In G. Dornhege, J. d. R. Millán, T. Hinterberger, D. J. McFarland & K. R. Müller (Eds.), *Toward brain-computer interfacing* (pp. 409-422). Cambridge: MIT Press.
- Krause, C. (1999). Event-related EEG changes during auditory processing. In G. Pfurtscheller, & F. H. Lopes da Silva (Eds.), *Event-related desynchronization, handbook of electroencephalography and clinical neurophysiology, revised series* (pp. 195-201). Amsterdam: Elsevier.
- Krepi, R., Curio, G., Blankertz, B., & Müller, K. (2007). Berlin brain-computer interface-the HCI communication channel for discovery. *International Journal of Human Computer Studies*, 65(5), 460-477.
- Kronegg, J., Chanel, G., Voloshynovskiy, S., & Pun, T. (2007). EEG-based synchronized brain-computer interfaces: A model for optimizing the number of mental tasks. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering : A Publication of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, 15(1), 50-58.
- Krusienski, D. J., Schalk, G., McFarland, D. J., & Wolpaw, J. R. (2005). Tracking of the mu rhythm using an empirically derived matched filter. Paper presented at the *Neural Engineering, 2005. Conference Proceedings. 2nd International IEEE EMBS Conference on*, pp. 86-89.
- Krusienski, D. J., Sellers, E. W., McFarland, D. J., Vaughan, T. M., & Wolpaw, J. R. (2008). Toward enhanced P300 speller performance. *Journal of Neuroscience Methods*, 167(1), 15-21.
- Kübler, A., & Birbaumer, N. (2008). Brain-computer interfaces and communication in paralysis: Extinction of goal directed thinking in completely paralysed patients? *Clinical Neurophysiology*, 119(11), 2658-2666.
- Kübler, A., Halder, S., Furdea, A., & Höfle, A. (2008). Brain painting - BCI meets art. *Proceedings of the 4th International Brain-Computer Interface Workshop and Training Course*, Graz. pp. 361-366.
- Kübler, A., & Müller, K. R. (2007). An introduction to brain-computer interfacing. In G. Dornhege, J. d. R. Millán, T. Hinterberger, D. J. McFarland & K. R. Müller (Eds.), *Toward brain-computer interfacing* (pp. 1-25). Cambridge: MIT Press.
- Kübler, A., Neumann, N., Kaiser, J., Kotchoubey, B., Hinterberger, T., & Birbaumer, N. P. (2001). Brain-computer communication: Self-regulation of slow cortical potentials for verbal communication. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 82(11), 1533-1539.
- Kübler, A., Nijboer, F., & Birbaumer, N. (2007a). Brain-computer interfaces for communication and motor control-perspectives on clinical applications. In G. Dornhege, J. d. R. Millán, T. Hinterberger, D. J. McFarland & K. R. Müller (Eds.), *Toward brain-computer interfacing* (pp. 373-391). Cambridge: MIT Press.
- Lécuyer, A., Lotte, F., Reilly, R. B., Leeb, R., Hirose, M., & Slater, M. (2008). Brain-computer interfaces, virtual reality, and videogames. *Computer*, 41(10), 66-72.
- Leeb, R., Scherer, R., Keinrath, C., Guger, C., & Pfurtscheller, G. (2005). Exploring virtual environments with an EEG-based BCI through motor imagery. *Biomedizinische Technik*, 50(4), 86-91.
- Leeb, R., Friedman, D., Müller-Putz, G. R., Scherer, R., Slater, M., & Pfurtscheller, G. (2007a). Self-paced (asynchronous) BCI control of a wheelchair in virtual environments: A case study with a tetraplegic. *Computational Intelligence and Neuroscience*, 2007.
- Leeb, R., Settgast, V., Fellner, D., & Pfurtscheller, G. (2007b). Self-paced exploration of the austrian national library through thought. *International Journal of Bioelectromagnetism*, 9(4), 237-244.
- Leeb, R., Lee, F., Keinrath, C., Scherer, R., Bischof, H., & Pfurtscheller, G. (2007c). Brain-computer communication: Motivation, aim, and impact of exploring a virtual apartment. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 15(4), 473-482.
- Lemm, S., Blankertz, B., Curio, G., & Müller, K. (2005). Spatio-spectral filters for improving the classification of single trial EEG. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 52(9), 1541-1548.

- Li, X., Cui, W., & Li, C. (2012). Research on classification method of wavelet entropy and fuzzy neural networks for motor imagery EEG. Paper presented at the *Modelling, Identification & Control (ICMIC), 2012 Proceedings of International Conference on*, pp. 478-482.
- Long, J., Li, Y., Wang, H., Yu, T., Pan, J., & Li, F. (2012). A hybrid brain computer interface to control the direction and speed of a simulated or real wheelchair. *Neural Systems and Rehabilitation Engineering, IEEE Transactions on*, 20(5), 720-729.
- Lopes da Silva, F. H., & Pfurtscheller, G. (1999). Basic concepts on EEG synchronization and desynchronization. In G. Pfurtscheller, & F. H. Lopes da Silva (Eds.), *Event-related desynchronization, handbook of electroencephalography and clinical neurophysiology, revised series* (pp. 3-11). Amsterdam: Elsevier.
- Lopes, A. C., Pires, G., Vaz, L., & Nunes, U. (2011). Wheelchair navigation assisted by human-machine shared-control and a P300-based brain computer interface. Paper presented at the *Intelligent Robots and Systems (IROS), 2011 IEEE/RSJ International Conference on*, pp. 2438-2444.
- Lotte, F., van Langenhove, A., Lamarche, F., Ernest, T., Renard, Y., Arnaldi, B., et al. (2010). Exploring large virtual environments by thoughts using a brain-computer interface based on motor imagery and high-level commands. *Presence: Teleoperators and Virtual Environments*, 19(1), 54-70.
- Mason, S. G., & Birch, G. E. (2003). A general framework for brain-computer interface design. *Neural Systems and Rehabilitation Engineering, IEEE Transactions on*, 11(1), 70-85.
- McFarland, D. J., Anderson, C. W., Muller, K., Schlogl, A., & Krusienski, D. J. (2006). BCI meeting 2005-workshop on BCI signal processing: Feature extraction and translation. *Neural Systems and Rehabilitation Engineering, IEEE Transactions on*, 14(2), 135-138.
- McFarland, D. J., & Wolpaw, J. R. (2005). Sensorimotor rhythm-based brain-computer interface (BCI): Feature selection by regression improves performance. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 13(3), 372-379.
- Millán, J. D. R., Renkens, F., Mouriño, J., & Gerstner, W. (2004a). Noninvasive brain-actuated control of a mobile robot by human EEG. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 51(6), 1026-1033.
- Millán, J. D. R., Renkens, F., Mouriño, J., & Gerstner, W. (2004). Brain-actuated interaction. *Artificial Intelligence*, 159(1-2), 241-259.
- Moway webpage* (2012). Disponible en: <http://moway-robot.com/>
- Müller, K., Tangermann, M., Dornhege, G., Krauledat, M., Curio, G., & Blankertz, B. (2008). Machine learning for real-time single-trial EEG-analysis: From brain-computer interfacing to mental state monitoring. *Journal of Neuroscience Methods*, 167(1), 82-90.
- Muller, S. M. T., Bastos-Filho, T. F., & Sarcinelli-Filho, M. (2011). Using a SSVEP-BCI to command a robotic wheelchair. Paper presented at the *Industrial Electronics (ISIE), 2011 IEEE International Symposium on*, pp. 957-962.
- Müller-Putz, G. R., & Pfurtscheller, G. (2008). Control of an electrical prosthesis with an SSVEP-based BCI. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 55(1), 361-364.
- Müller-Putz, G. R., Scherer, R., Neuper, C., & Pfurtscheller, G. (2006). Steady-state somatosensory evoked potentials: Suitable brain signals for brain-computer interfaces? *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 14(1), 30-37.
- Murguialday, A. R., Hill, J., Bensch, M., Martens, S., Halder, S., Nijboer, F., et al. (2011). Transition from the locked in to the completely locked-in state: A physiological analysis. *Clinical Neurophysiology*, 122(5), 925-933.
- Neuper, C., & Pfurtscheller, G. (1999). Motor imagery and ERD. In G. Pfurtscheller, & F. H. Lopes da Silva (Eds.), *Event-related desynchronization. handbook of electroencephalography and clinical neurophysiology, revised series* (pp. 303-325). Amsterdam: Elsevier.

- Neuper, C., Scherer, R., Reiner, M., & Pfurtscheller, G. (2005). Imagery of motor actions: Differential effects of kinesthetic and visual-motor mode of imagery in single-trial EEG. *Cognitive Brain Research*, 25(3), 668-677.
- Neuper, C., Schlögl, A., & Pfurtscheller, G. (1999). Enhancement of left-right sensorimotor EEG differences during feedback-regulated motor imagery. *Journal of Clinical Neurophysiology*, 16(4), 373-382.
- Neural impulse actuator - the future of immersive gaming* (2008). Disponible en: <http://www.ocztechnology.com/aboutocz/press/2008/273>.
- Neurosky webpage* (2012). Disponible en <http://www.neurosky.com/>
- Nijboer, F., Furdea, A., Gunst, I., Mellinger, J., McFarland, D. J., Birbaumer, N., et al. (2008). An auditory brain-computer interface (BCI). *Journal of Neuroscience Methods*, 167(1), 43-50.
- Obermaier, B., Müller, G. R., & Pfurtscheller, G. (2003). "Virtual keyboard" controlled by spontaneous EEG activity. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 11(4), 422-426.
- Obermaier, B., Neuper, C., Guger, C., & Pfurtscheller, G. (2001). Information transfer rate in a five-classes brain-computer interface. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 9(3), 283-288.
- Open GL home page* (2012). Disponible en: <http://www.opengl.org/>
- OpenAL home page* (2012). Disponible en: <http://connect.creativelabs.com/openal/default.aspx>
- Pardo, A., & Ruiz, M. A. (2005). *Análisis de datos con SPSS 13 base*. Madrid: McGraw-Hill.
- Pascual, J., Velasco-Alvarez, F., Vidaurre, C., & Muller, K. R. (2012). First study towards linear control of an upper-limb neuroprosthesis with an EEG-based brain-computer interface. *Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc*, San Diego.
- Pfurtscheller, G., Guger, C., Müller, G., Krausz, G., & Neuper, C. (2000). Brain oscillations control hand orthosis in a tetraplegic. *Neuroscience Letters*, 292(3), 211-214.
- Pfurtscheller, G., Müller, G. R., Pfurtscheller, J., Gerner, H. J., & Rupp, R. (2003). 'Thought' - control of functional electrical stimulation to restore hand grasp in a patient with tetraplegia. *Neuroscience Letters*, 351(1), 33-36.
- Pfurtscheller, G., Neuper, C., Flotzinger, D., & Pgegenzer, M. (1997). EEG-based discrimination between imagination of right and left hand movement. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, 103(6), 642-651.
- Pfurtscheller, G., Pichler-Zalaudek, K., & Neuper, C. (1999). ERD and ERS in voluntary movement of different limbs. In G. Pfurtscheller, & F. H. Lopes da Silva (Eds.), *Event-related desynchronization. handbook of electroencephalography and clinical NeuroPhysiology, revised series* (pp. 245-268). Amsterdam: Elsevier.
- Pfurtscheller, G., Leeb, R., Keinrath, C., Friedman, D., Neuper, C., Guger, C., et al. (2006). Walking from thought. *Brain Research*, 1071(1), 145-152. doi:DOI: 10.1016/j.brainres.2005.11.083.
- Pham, M., Hinterberger, T., Neumann, N., Kübler, A., Hofmayer, N., Grether, A., et al. (2005). An auditory brain-computer interface based on the self-regulation of slow cortical potentials. *Neurorehabilitation and Neural Repair*, 19(3), 206-218.
- Pineda, J. A., Silverman, D. S., Vankov, A., & Hestenes, J. (2003). Learning to control brain rhythms: Making a brain-computer interface possible. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 11(2), 181-184.
- Qin, L., Ding, L., & He, B. (2004). Motor imagery classification by means of source analysis for brain-computer interface applications. *Journal of Neural Engineering*, 1(3), 135-141.
- Rebsamen, B., Guan, C., Zhang, H., Wang, C., Teo, C., Ang Jr., M. H., et al. (2010). A brain controlled wheelchair to navigate in familiar environments. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 18(6), 590-598.
- Ron-Angevin, R. (2005). *Retroalimentación en el entrenamiento de una interfaz cerebro computadora usando técnicas basadas en realidad virtual*. Doctoral thesis, unpublished.

- Ron-Angevin, R., & Díaz-Estrella, A. (2009). Brain-computer interface: Changes in performance using virtual reality techniques. *Neuroscience Letters*, 449(2), 123-127.
- Ron-Angevin, R., Díaz-Estrella, A., & Velasco-Álvarez, F. (2009). A two-class brain computer interface to freely navigate through virtual worlds. [Ein Zwei-Klassen-Brain-Computer-Interface zur freien Navigation durch virtuelle Welten] *Biomedizinische Technik*, 54(3), 126-133.
- Ron-Angevin, R.; Velasco-Alvarez, F., Sancha-Ros, S., Da Silva-Sauer, L. (2011). A two-class self-paced BCI to control a robot in four directions. . Paper presented at the *IEEE Int. Conf. Rehabil. Rob., ICORR 2011*. Art. No.: 5975486.
- Roula, M. A., Kulon, J., & Mamatjan, Y. (2012). Brain-computer interface speller using hybrid P300 and motor imagery signals. Paper presented at the *Biomedical Robotics and Biomechanics (BioRob), 2012 4th IEEE RAS & EMBS International Conference on*, pp. 224-227.
- Salvo, P., Raedt, R., Carrette, E., Schaubroeck, D., Vanfleteren, J., & Cardon, L. (2012). A 3D printed dry electrode for ECG/EEG recording. *Sensors and Actuators, A: Physical*, 174(1), 96-102.
- Scherer, R., Lee, F., Schlögl, A., Leeb, R., Bischof, H., & Pfurtscheller, G. (2008). Toward self-paced brain-computer communication: Navigation through virtual worlds. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 55(2), 675-682.
- Scherer, R., Friedrich, E.C.V., Allison, B., Pröll, M., Chung, M., Cheung, W., Rao, R.P.N., Neuper, C. (2011). Non-invasive brain-computer interfaces: Enhanced gaming and robotic control. *Lecture Notes in Computer Science (Including Subseries Lecture Notes in Artificial Intelligence and Lecture Notes in Bioinformatics)*, 6691 LNCS, 362-369.
- Schlögl, A., Keinrath, C., Zimmermann, D., Scherer, R., Leeb, R., & Pfurtscheller, G. (2007). A fully automated correction method of EOG artifacts in EEG recordings. *Clinical Neurophysiology*, 118(1), 98-104.
- Schlögl, A., Kronegg, J., Huggins, J. E., & Mason, S. G. (2007). Evaluation criteria for BCI research. In G. Dornhege, J. d. R. Millán, T. Hinterberger, D. J. McFarland & K. R. Müller (Eds.), *Toward brain-computer interfacing* (pp. 327-342). Cambridge: The MIT Press.
- Sellers, E. W., & Donchin, E. (2006). A P300-based brain-computer interface: Initial tests by ALS patients. *Clinical Neurophysiology*, 117(3), 538-548.
- Shiyu Yan, Haibin Zhao, Chong Liu, & Hong Wang. (2012). Brain-computer interface design based on wavelet packet transform and SVM. Paper presented at the *Systems and Informatics (ICSAI), 2012 International Conference on*, pp. 1054-1056.
- Sitaram, R., Weiskopf, N., Caria, A., Veit, R., Erb, M., & Birbaumer, N. (2008). fMRI brain-computer interfaces. *Signal Processing Magazine, IEEE*, 25(1), 95-106.
- Sitaram, R., Zhang, H., Guan, C., Thulasidas, M., Hoshi, Y., Ishikawa, A., et al. (2007). Temporal classification of multichannel near-infrared spectroscopy signals of motor imagery for developing a brain-computer interface. *NeuroImage*, 34(4), 1416-1427.
- Solis-Escalante, T., Müller-Putz, G., Brunner, C., Kaiser, V., & Pfurtscheller, G. (2010). Analysis of sensorimotor rhythms for the implementation of a brain switch for healthy subjects. *Biomedical Signal Processing and Control*, 5(1), 15-20.
- Suh, D., Cho, H. S., Goo, J., Park, K. S., & Hahn, M. (2006). Virtual navigation system for the disabled by motor imagery. In K. e. a. Elleithy (Ed.), *Advances in computer, information, and systems sciences, and engineering* (pp. 143-148) Springer.
- Thompson, R. F., & Spencer, W. A. (1966). Habituation: A model phenomenon for the study of neuronal substrates of behavior. *Psychological Review*, 73(1), 16-43.

- Tsui, C. S. L., & Gan, J. Q. (2007). Asynchronous BCI control of a robot simulator with supervised online training. *Lecture Notes in Computer Science (Including Subseries Lecture Notes in Artificial Intelligence and Lecture Notes in Bioinformatics)*, 4881 LNCS, 125-134.
- Vanacker, G., Del R. Millán, J., Lew, E., Ferrez, P. W., Moles, F. G., Philips, J., et al. (2007). Context-based filtering for assisted brain-actuated wheelchair driving. *Computational Intelligence and Neuroscience*, 2007.
- Vaughan, T. M., Wolpaw, J. R., & Donchin, E. (1996). EEG-based communication: Prospects and problems. *IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering*, 4(4), 425-430.
- Velasco-Álvarez, F., & Ron-Angevin, R. (2009). Asynchronous brain-computer interface to navigate in virtual environments using one motor imagery, *Lecture Notes in Computer Science (Including Subseries Lecture Notes in Artificial Intelligence and Lecture Notes in Bioinformatics)*, 5517 LNCS, 698-705.
- Velasco-Álvarez, F., Ron-Angevin, R., & Blanca-Mena, M. J. (2010a). Free virtual navigation using motor imagery through an asynchronous brain-computer interface. *Presence: Teleoperators and Virtual Environments*, 19(1), 71-81.
- Velasco-Álvarez, F., Ron-Angevin, R., Da Silva-Sauer, L., & Sancha-Ros, S. (2010b). Brain-computer interface: Comparison of two paradigms to freely navigate in a virtual environment through one mental task. Paper presented at the *2010 5th International Conference on Broadband and Biomedical Communications, IB2Com 2010*, Malaga. doi:10.1109/IB2COM.2010.5723617.
- Velasco-Álvarez, F., Ron-Angevin, R., Da Silva-Sauer, L., Sancha-Ros, S., & Blanca-Mena, M. J. (2011). Audio-cued SMR brain-computer interface to drive a virtual wheelchair, *Lecture Notes in Computer Science (Including Subseries Lecture Notes in Artificial Intelligence and Lecture Notes in Bioinformatics)*, 6691 LNCS, 337-344.
- Vidaurre, C., Schlögl, A., Cabeza, R., Scherer, R., & Pfurtscheller, G. (2007). Study of on-line adaptive discriminant analysis for EEG-based brain computer interfaces. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 54(3), 550-556. doi:10.1109/TBME.2006.888836.
- Wolpaw, J. R., Birbaumer, N., Heetderks, W. J., McFarland, D. J., Peckham, P. H., Schalk, G., et al. (2000). Brain-computer interface technology: A review of the first international meeting. *IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering*, 8(2), 164-173.
- Wolpaw, J. R., Birbaumer, N., McFarland, D. J., Pfurtscheller, G., & Vaughan, T. M. (2002). Brain-computer interfaces for communication and control. *Clinical Neurophysiology*, 113(6), 767-791.
- Wu, L., Liao, H., Hu, J., & Lo, P. (2008). Brain-controlled robot agent: An EEG-based eRobot agent. *Industrial Robot*, 35(6), 507-519.
- Yijun Wang, Ruiping Wang, Xiaorong Gao, Bo Hong, & Shangkai Gao. (2006). A practical VEP-based brain-computer interface. *Neural Systems and Rehabilitation Engineering, IEEE Transactions on*, 14(2), 234-240.
- Yong Li, Xiaorong Gao, Hesheng Liu, & Shangkai Gao. (2004). Classification of single-trial electroencephalogram during finger movement. *Biomedical Engineering, IEEE Transactions on*, 51(6), 1019-1025.
- Zheng Yang Chin, Kai Keng Ang, Chuanchu Wang, & Cuntai Guan. (2010). Online performance evaluation of motor imagery BCI with augmented-reality virtual hand feedback. Paper presented at the *Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC), 2010 Annual International Conference of the IEEE*, pp. 3341-3344.