



UNIVERSIDAD DE MÁLAGA
ESCUELA TÉCNICA SUPERIOR DE INGENIEROS DE
TELECOMUNICACIÓN

TESIS DOCTORAL

**RETROALIMENTACIÓN EN EL ENTRENAMIENTO DE
UNA INTERFAZ CEREBRO COMPUTADORA USANDO
TÉCNICAS BASADAS EN REALIDAD VIRTUAL**

AUTOR: Ricardo Ron Angevin
Ingeniero de Telecomunicación

2005

D. ANTONIO DÍAZ ESTRELLA, PROFESOR TITULAR DEL DEPARTAMENTO DE TECNOLOGÍA ELECTRÓNICA DE LA UNIVERSIDAD DE MÁLAGA

CERTIFICO:

Que D. Ricardo Ron Angevin, 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:

“RETROALIMENTACIÓN EN EL ENTRENAMIENTO DE UNA INTERFAZ CEREBRO COMPUTADORA USANDO TÉCNICAS BASADAS EN REALIDAD VIRTUAL”

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 778/1998 regulador de los estudios de Tercer Ciclo-Doctorado, AUTORIZO la presentación de esta Tesis en la Universidad de Málaga.

Málaga a 5 de Octubre de 2005

Fdo. Antonio Díaz Estrella
Profesor Titular del Dpto. de Tecnología Electrónica

**Departamento de Tecnología Electrónica
E.T.S.I. Telecomunicación
Universidad de Málaga**

TESIS DOCTORAL

**RETROALIMENTACIÓN EN EL ENTRENAMIENTO DE
UNA INTERFAZ CEREBRO COMPUTADORA USANDO
TÉCNICAS BASADAS EN REALIDAD VIRTUAL**

**AUTOR: Ricardo Ron Angevin
Ingeniero de Telecomunicación
DIRECTOR: D. Antonio Díaz Estrella
Dr. Ingeniero de Telecomunicación**

A Ricardo y Lucía

Agradecimientos

Muchas han sido las personas que, de un modo u otro, han participado con su ayuda en la realización de esta tesis. A todas ellas quiero expresar mi más sincero agradecimiento.

En primer lugar debo manifestar mi gratitud a mi tutor Antonio Díaz Estrella por haberme dado la oportunidad de trabajar con él. Muy especialmente debo agradecerle el haberme facilitado todos los medios y animado en todo momento a llevar a cabo este trabajo. Su esfuerzo, paciencia, comprensión e incondicional apoyo han sido fundamentales para hacer de este duro camino algo mucho más llevadero.

Carmen García Berdonés, por su inestimable ayuda en los conceptos de bioingeniería y porque de forma inconsciente ha sido la responsable de que pudiera realizar la tesis en un tema tan apasionante.

Arcadio Reyes Lecuona, por su continuo apoyo a lo largo de todos estos años.

También deseo expresar mi agradecimiento a mis alumnos de Proyecto Fin de Carrera su valiosa colaboración en esta línea de investigación, en especial a Juan de la Torre Peláez, a José Alberto Romero Jiménez y a María del Mar García-Malea López.

Todos y a cada uno de los estudiantes que han participado desinteresadamente en los distintos experimentos que exigía este estudio. Sin ellos esta tesis nunca podría haberse llevado a cabo.

La Comisión Interministerial de Ciencia y Tecnología (CICYT) que ha financiado en parte este trabajo de investigación por medio del proyecto TIC2002-04348-C02-01.

Por último y a nivel personal, quiero dar las gracias a Carmen por estar siempre a mi lado, y a mis padres por su comprensión sin límites y su constante interés.

Resumen

Una interfaz cerebro-computadora o BCI (*Brain-Computer Interface*), se basa principalmente en el análisis de las señales electroencefalográficas (señales EEG) captadas durante algún tipo de actividad mental con la finalidad de controlar un componente externo. Sus prestaciones dependerán en gran medida de la capacidad que tenga un sujeto para controlar sus patrones EEG, siendo necesario un adecuado entrenamiento que en algunos casos puede llegar a extenderse en el tiempo, y resultando imprescindible proporcionar algún tipo de retroalimentación (*feedback*) que le permita conocer su evolución.

En la actualidad, la mayoría de los grupos de investigación centran sus esfuerzos en el procesado de la señal y en la clasificación de patrones EEG. Sin embargo, todos coinciden en la importancia de investigar sobre el desarrollo de técnicas de entrenamiento basadas en técnicas de bioalimentación (*biofeedback*), que permitan a un sujeto generar de forma fiable un mismo patrón electroencefalográfico en función de sus deseos.

El entrenamiento requerido para manejar una interfaz cerebro-computadora exige un esfuerzo considerable por parte del sujeto. La concentración, frustración, cansancio, distracción, motivación, son algunos de los factores que pueden afectar a la capacidad de éste para controlar sus señales EEG y no son tenidos en cuenta a la hora de establecer un protocolo de entrenamiento que garantice un aprendizaje más eficaz.

Si bien existen muchos parámetros a considerar a la hora de establecer un adecuado protocolo de entrenamiento, sin lugar a duda, uno de los que más repercusión puede tener sobre el sujeto es el tipo de feedback proporcionado. Tradicionalmente, el feedback suele basarse en simples representaciones tales como el desplazamiento de un cursor o el desplazamiento de una barra, y dada la duración del entrenamiento en sistemas BCI, este tipo de feedback puede terminar siendo cansino. Para hacer el aprendizaje más efectivo y reducir el tiempo necesario para este fin, es importante mantener un cierto nivel de atención por parte del sujeto, proporcionándole un feedback que le mantenga motivado en su tarea de controlar sus señales EEG.

Para evaluar los resultados y sacar conclusiones sobre cualquier propuesta relacionada con técnicas de entrenamiento, no se pueden realizar las pruebas exclusivamente sobre sujetos experimentados, ni considerar como único parámetro los porcentajes de éxito y fracaso en la clasificación de los estados mentales; siendo muy importante realizar medidas objetivas y subjetivas, basadas en el registro de otras señales psicofisiológicas, tests de atención y cuestionarios que permitan al sujeto transmitir sus propias impresiones.

El objetivo de esta tesis se centra en realizar un estudio sobre las posibles consecuencias de utilizar un feedback basado en técnicas de realidad virtual en el entrenamiento de los sistemas BCI. La realidad virtual permite combinar representación 3D, sonido y aislamiento, pudiendo conseguir una interacción más natural, aislar al sujeto de distracciones y, por lo tanto, un efecto más inmersivo y motivante.

Para realizar dicho estudio y poder validarlo, ha sido necesario comparar los resultados obtenidos al emplear estas técnicas con aquellos obtenidos a través de un sistema BCI de referencia basado en un feedback convencional como la extensión de una barra horizontal. Dicho estudio comparativo ha obligado por lo tanto a desarrollar dos tipos diferentes de interfaces cerebro-computadora y en definitiva, realizar el trabajo en dos fases diferentes.

En una primera fase, se ha desarrollado y evaluado el sistema BCI de referencia permitiendo obtener resultados que pudieran ser comparados con la interfaz objeto de este trabajo. Los resultados obtenidos en este estudio han puesto de manifiesto por un lado, la importancia que tiene evaluar otros parámetros distintos de los porcentajes de error en clasificación de los estados mentales, y por otro lado, la importancia de una adecuada elección de los estados mentales a clasificar.

En una segunda fase, se ha desarrollado y evaluado el sistema BCI basado en técnicas de realidad virtual. Los resultados obtenidos muestran un comportamiento distinto en la respuesta de los sujetos logrando un mejor control de las señales EEG, en especial durante el periodo del feedback. Parece que el uso de una interfaz que resulte más familiar y más atractiva a los sujetos permite lograr una mayor motivación e integración de éstos y puede mejorar los resultados de clasificación, al mismo tiempo que permite una mayor y más rápida adaptación del sujeto al paradigma de entrenamiento.

Abstract

A BCI (Brain-Computer Interface) is based on the analysis of the electroencephalographic signals (EEG), recorded during certain mental activities, to control an external device. Performance of BCI will depend, to a great extent, on the ability of the subject to control his or her own EEG patterns. To this end, it is necessary to provide suitable training, which can sometimes go on for a long time. It is also very important to provide some type of feedback allowing subjects to see their progress.

Nowadays, the vast majority of research in the BCI field focuses on improving features extraction methods and classification algorithms. Emphasis is usually placed on the importance of developing training methods based on biofeedback techniques that would improve human performance.

It takes a considerable effort on the part of the subject to attain the necessary training to be able to control a BCI. Factors such as lack of concentration, frustration, fatigue, distraction and motivation, may affect the subject's ability to control EEG signals. However, these factors are generally not taken into account when defining a suitable training protocol as a means to achieve a more effective learning.

The design of a training protocol should take into consideration many different parameters. One parameter that undoubtedly has important repercussions on the subject is the type of feedback provided. Nowadays, conventional systems of feedback are based on cursor control and horizontal bar extension. Due to the lengthy training in BCI systems, this type of feedback may result tiring or somewhat boring. In order to improve the effectiveness of the training process and reduce training time, feedback needs to be attractive, thus motivating subjects to control their EEG signals.

To obtain reliable results and conclusions regarding what the best training techniques might be, is it not advisable to select only those subjects who have been previously trained, nor to consider failure and success rates as the only parameters when classifying mental tasks. Objective and subjective measures should be taken, based on the record of other psychophysiological signals, attention tests and questionnaires allowing subjects to describe their own impressions.

The objective of this work is to carry out a study of possible effects of the use of feedback based on virtual reality techniques. Virtual reality such as multi-modal interface, can combine 3D display, sound and isolation. Using these techniques, a more natural interaction can be achieved, isolating subjects from distraction, and providing a more immersed and motivating effect.

To carry out this study, it has been necessary to compare the results obtained using these techniques, with the results obtained using a BCI of reference based on a conventional system of feedback such as horizontal bar extension. As a consequence, this investigation has developed two different BCIs and has therefore been carried out in two different phases.

In the first phase, the BCI of reference has been developed and evaluated in order to be able to compare it to the experimental model. Firstly, the results obtained show how important it is to evaluate other parameters apart from the classification results. Secondly, they also demonstrate how important it is to choose the appropriate mental tasks.

In the second phase, the BCI system based on virtual reality techniques has been developed and evaluated. The results obtained show how subjects can achieve better control of EEG signals, especially during feedback period. A more familiar and appealing feedback for subjects leads to greater motivation and integration and can achieve better classification results.

Índice

Lista de acrónimos	v
Lista de símbolos	vii
Índice de figuras	ix
Índice de tablas	xiii
1 Introducción	1
2 Fundamentos	5
2.1 Introducción.....	5
2.2 Las señales psicofisiológicas	5
2.2.1 Las señales electroencefalográficas.....	6
2.2.1.1 El cerebro	6
2.2.1.2 Ritmos cerebrales	8
2.2.1.3 Potenciales relacionados con eventos (ERP).....	11
2.2.1.4 Medida de las señales electroencefalográficas	12
2.2.1.4.1 Electroodos.....	13
2.2.1.4.2 Colocación de los electrodos.....	14
2.2.1.4.3 Configuración de montaje de los electrodos	15
2.2.1.4.4 Artefactos	16
2.2.2 Otras señales electrofisiológicas.....	17
2.2.2.1 Electromiograma (EMG).....	17
2.2.2.2 Electro-oculograma (EOG)	18
2.2.2.3 Electrocardiograma (ECG).....	18
2.2.2.4 Actividad electrodermal (EDA)	18
2.3 Interfaz cerebro-computadora.....	19
2.3.1 Partes de un sistema BCI.....	19
2.3.1.1 Adquisición de la señal.....	22
2.3.1.2 Procesado de la señal: Extracción de características.....	23
2.3.1.3 Procesado de la señal: Clasificación	23
2.3.1.4 Control.....	25
2.3.2 Manejo de un BCI	25
2.3.2.1 Protocolo de entrenamiento	26
2.3.2.1.1 Feedback en BCI	26
2.3.2.1.2 Definición de parámetros	27
2.3.2.2 Control.....	29
2.3.3 Medidas de las prestaciones de un sistema BCI.....	29
2.3.4 Clasificación de los sistemas BCI	30

3 Estado de la técnica	33
3.1 Introducción.....	33
3.2 Comparativa en general.....	33
3.2.1 Tipos de BCI	34
3.2.2 Diversas aportaciones en BCI	35
3.2.3 Aplicaciones en BCI.....	38
3.3 Entrenamiento en BCI	38
3.3.1 Elección de las tareas mentales	39
3.3.2 Efectos del feedback.....	40
3.4 BCI y realidad virtual	42
3.5 Conclusiones.....	44
4 Metodología	47
4.1 Introducción.....	47
4.2 Metodología de interfaz de usuario	48
4.3 Metodología de sistemas	50
4.3.1 Primera implementación: BCIREF.....	50
4.3.1.1 Materiales necesarios	51
4.3.2 Segunda implementación: BCIRV	52
4.3.2.1 Materiales necesarios	54
4.4 Metodología de evaluación.....	55
4.4.1 Pasos a seguir en la investigación experimental.....	55
4.4.2. Elección de los sujetos	55
4.4.3 Medidas a realizar.....	57
4.4.3.1 Medidas objetivas.....	58
4.4.3.2 Medidas subjetivas	58
4.4.3.3 Estudio off-line.....	59
4.4.3.3.1 Análisis de las señales EEG	59
4.4.3.3.2 Análisis de la TC y el GSR	60
4.4.3.3.3 Análisis de los cuestionarios	60
4.4.3.4 Protocolo de entrenamiento a seguir en la evaluación	61
4.4.4 Prueba de contraste de hipótesis.....	62
5 Banco de pruebas de los sistemas BCI	63
5.1 Introducción.....	63
5.2 Especificaciones del banco de pruebas.....	63
5.3 Diseño del banco de pruebas	64
5.3.1 Adquisición de la señal.....	64
5.3.2 Procesado de la señal.....	66
5.3.3 Panel de configuración	68
5.3.4 Control.....	69
5.4 Implementación del banco de pruebas.....	72
5.4.1 Implementación del BCIREF	74
5.4.2 Validación y limitaciones del BCIREF	75
5.4.3 Implementación del BCIRV	77
5.4.4 Validación y limitaciones del BCIRV	79

6 Evaluación	81
6.1 Introducción.....	81
6.2 Condiciones de evaluación comunes a los dos sistemas	81
6.3 Primer experimento: evaluación con el sistema BCIREF	84
6.3.1 Metodología.....	84
6.3.1.1 Paradigma de entrenamiento	84
6.3.1.2 Sujetos	85
6.3.1.3 Medidas objetivas y medidas subjetivas	85
6.3.2 Resultados	85
6.3.2.1 Bandas reactivas	85
6.3.2.2 Porcentajes de clasificación.....	85
6.3.2.3 Tasa cardiaca	93
6.3.2.4 Actividad electrodermal	94
6.3.2.5 Curvas de ERD/ERS	100
6.3.2.6 Test de Toulouse-Piéron.....	107
6.3.2.7 Cuestionarios	108
6.3.3 Discusión	113
6.4 Segundo experimento: evaluación con el sistema BCIREF	114
6.4.1 Metodología.....	115
6.4.1.1 Paradigma de entrenamiento	115
6.4.1.2 Sujetos	116
6.4.1.3 Medidas objetivas y medidas subjetivas	116
6.4.2 Resultados	116
6.4.2.1 Bandas reactivas	116
6.4.2.2 Porcentajes de clasificación.....	116
6.4.2.3 Curvas de ERD/ERS	128
6.4.2.4 Cuestionarios	133
6.4.3 Discusión	141
6.5 Tercer experimento: evaluación con el sistema BCIRV	141
6.5.1 Metodología.....	142
6.5.1.1 Paradigma de entrenamiento	142
6.5.1.2 Sujetos	143
6.5.1.3 Medidas objetivas y medidas subjetivas	143
6.5.2 Resultados	143
6.5.2.1 Bandas reactivas	143
6.5.2.2 Porcentajes de clasificación.....	143
6.5.2.3 Curvas de ERD/ERS	156
6.5.2.4 Cuestionarios	162
6.5.2.5 Significatividad estadística de los resultados obtenidos.....	169
6.5.3 Discusión	171
7 Conclusiones y líneas futuras	173
7.1 Conclusiones.....	173
7.2 Líneas de investigación futuras	176
Apéndice A. Descripción del procesado off-line realizado sobre las señales EEG	179
A.1 Determinación de la banda de frecuencia reactiva	179
A.2 Cómputo de las curvas de ERD/ERS	181
A.3 Cálculo de la potencia.....	183
A.4 Obtención de las curvas de error y pesos del clasificador	183

Apéndice B. Descripción del sistema de referencia <i>Graz BCI</i>	193
B.1 El <i>Graz BCI</i>	193
B.2 Protocolo de referencia seguido en este estudio	194
B.3 Características de las señales EEG asociadas a las tareas mentales empleadas por el <i>Graz BCI</i>	195
Apéndice C. Cuestionarios	197
C.1 Formulario de consentimiento	197
C.2 Preguntas de carácter general	198
C.3 Cuestionario previo a la sesión	198
C.4 Cuestionario posterior a la sesión	199
Apéndice D. Instrucciones relativas a los experimentos	203
Apéndice E. Determinación del tamaño muestral y poder estadístico de un estudio	207
E.1 Determinación del tamaño muestral	207
E.2 Cálculo del poder estadístico de un estudio	208
Apéndice F. Paneles de configuración de los sistemas BCI implementados	209
F.1 Panel de configuración del BCIREF	209
F.2 Panel de configuración del BCIRV	212
Referencias	217

Lista de acrónimos

AAR	<i>Adaptive Autoregressive</i>
ALS	<i>Amyotrophic Lateral Sclerosis</i>
AR	<i>Autoregressive</i>
BCI	<i>Brain-Computer Interface</i>
CAVE	<i>Computer-Aided Virtual Environment</i>
CNV	<i>Contingent Negative Variation</i>
DSLTVQ	<i>Distinction Sensitive Learning Vector Quantization</i>
ECoG	<i>Electrocorticograma</i>
EDA	<i>Electrodermal Activity</i>
EEG	<i>Electroencefalograma</i>
EMG	<i>Electromiograma</i>
EOG	<i>Electro-oculograma</i>
EP	<i>Evoked Potential</i>
ERD	<i>Event-Related Desynchronization</i>
ERP	<i>Event-Related Potential</i>
ERS	<i>Event-Related Synchronization</i>
FFT	<i>Fast Fourier Transform</i>
GSR	<i>Galvanic Skin Response</i>
HMD	<i>Head-Mounted Display</i>
HT	<i>Heart Rate</i>
ICA	<i>Independent Component Analysis</i>
LDA	<i>Linear Discriminant Analysis</i>
PCA	<i>Principal Component Analysis</i>
RP	<i>Readiness Potential</i>
SCP	<i>Slow Cortical Potential</i>
SSVER	<i>Steady-State Visual Evoked Response</i>
TC	<i>Tasa Cardiaca</i>
VEP	<i>Visual Evoked Potential</i>

Lista de símbolos

A continuación se presenta una lista de los símbolos que aparecen con más frecuencia a lo largo de esta tesis, junto a su significado. En ésta no se incluyen aquellos símbolos que han sido utilizados de manera puntual, y cuyo significado se explica en el propio texto.

D_t	Distancia en el instante t . Salida del clasificador que determina la longitud y la dirección del feedback.
$d_{\text{análisis}}$	Duración del tiempo en el que el sujeto debe llevar a cabo la tarea mental. En las sesiones con feedback dicha duración coincide con el periodo de éste.
d_{prueba}	Duración de una prueba.
$e_t^{(s)}$	Curva de la tasa de error obtenida a lo largo del periodo de la prueba para la sesión s .
E_t	Media de la tasa de error obtenida como promedio de las $e_t^{(s)}$ obtenidas a lo largo de todas las sesiones que forman el protocolo de entrenamiento.
$GSR_t^{(s)}$	Curva que refleja la actividad electrodermal obtenida a lo largo del periodo de la prueba para la sesión s .
P_t^{C3}	Potencia de la señal EEG en la posición C3 en el instante t .
P_t^{C4}	Potencia de la señal EEG en la posición C4 en el instante t .
t_{cursor}	Instante de tiempo que indica el inicio del periodo de reposo dentro de una prueba.
$t_{\text{inicio-análisis}}$	Instante de tiempo indicando al sujeto que debe dar comienzo a la tarea mental indicada por el objetivo. En las sesiones con feedback, en este instante da comienzo el periodo del feedback.
t_{objetivo}	Instante de tiempo de aparición del objetivo indicando la tarea mental a llevar a cabo por el sujeto.

Índice de figuras

Figura 2-1: Morfología del encéfalo humano. Hemisferio izquierdo.	7
Figura 2-2: Áreas en la corteza cerebral donde se localizan las neuronas relacionadas con distintas funciones.	8
Figura 2-3: Ritmos EEG.	9
Figura 2-4: Interfaz electrodo-electrolito.	14
Figura 2-5: Posición de los electrodos en el sistema 10-20.	15
Figura 2-6: Distancia relativa entre electrodos (vista lateral, frontal y superior de la cabeza).	15
Figura 2-7: Estructura general de un sistema BCI (propuesto por Mason [Maso03]).	20
Figura 2-8: Diagrama de bloques de un sistema BCI.	22
Figura 2-9: Configuración de un protocolo de entrenamiento.	29
Figura 5-1: Diagrama de bloques del banco de pruebas.	64
Figura 5-2: Diagrama temporal del enventanado de las señales.	67
Figura 5-3: Estructura temporal de una prueba.	70
Figura 5-4: Interfaz del sistema BCIRV.	71
Figura 5-5: Temporización de las pruebas de los dos paradigmas.	71
Figura 5-6: Diagrama de bloques del banco de pruebas a implementar.	73
Figura 5-7: Diagrama de flujo correspondiente a la aplicación del sistema BCIREF.	75
Figura 5-8: Diagrama de flujo correspondiente a la aplicación del sistema BCIRV.	78
Figura 6-1: Protocolo de entrenamiento seguido en las diferentes evaluaciones.	82
Figura 6-2: Temporización de la prueba para la primera evaluación.	84
Figura 6-3: Curvas y mínimos de error de $e_t^{(s)}$ para el sujeto S1.	86
Figura 6-4: Curvas y mínimos de error de $e_t^{(s)}$ para el sujeto S2.	86
Figura 6-5: Curvas y mínimos de error de $e_t^{(s)}$ para el sujeto S3.	87
Figura 6-6: Curvas y mínimos de error de $e_t^{(s)}$ para el sujeto S4.	87
Figura 6-7: Curvas y mínimos de error de $e_t^{(s)}$ para el sujeto S5.	88
Figura 6-8: Curvas y mínimos de error de $e_t^{(s)}$ para el sujeto S6.	88
Figura 6-9: Curvas y mínimos de error de $e_t^{(s)}$ para el sujeto S7.	89
Figura 6-10: Curvas y mínimos de error de $e_t^{(s)}$ para el sujeto S8.	89
Figura 6-11: Curvas y mínimos de error de $e_t^{(s)}$ para el sujeto S9.	90
Figura 6-12: Curvas y mínimos de error de $e_t^{(s)}$ para el sujeto S10.	90
Figura 6-13: Curvas de error Et para los 10 sujetos de la primera evaluación.	91
Figura 6-14: Mínimos porcentajes de $e_t^{(s)}$ obtenidos en cada sesión s de cada sujeto: primera evaluación.	92
Figura 6-15: Curvas de GSR para el sujeto S1.	95
Figura 6-16: Curvas de GSR para el sujeto S2.	95
Figura 6-17: Curvas de GSR para el sujeto S3.	96
Figura 6-18: Curvas de GSR para el sujeto S4.	96
Figura 6-19: Curvas de GSR para el sujeto S5.	97
Figura 6-20: Curvas de GSR para el sujeto S6.	97

Figura 6-21: Curvas de GSR para el sujeto S7.	98
Figura 6-22: Curvas de GSR para el sujeto S8.	98
Figura 6-23: Curvas de GSR para el sujeto S9.	99
Figura 6-24: Curvas de GSR para el sujeto S10.	99
Figura 6-25: Curvas de ERD/ERS para el sujeto S1.	102
Figura 6-26: Curvas de ERD/ERS para el sujeto S2.	102
Figura 6-27: Curvas de ERD/ERS para el sujeto S3.	103
Figura 6-28: Curvas de ERD/ERS para el sujeto S4.	103
Figura 6-29: Curvas de ERD/ERS para el sujeto S5.	104
Figura 6-30: Curvas de ERD/ERS para el sujeto S6.	104
Figura 6-31: Curvas de ERD/ERS para el sujeto S7.	105
Figura 6-32: Curvas de ERD/ERS para el sujeto S8.	105
Figura 6-33: Curvas de ERD/ERS para el sujeto S9.	106
Figura 6-34: Curvas de ERD/ERS para el sujeto S10.	106
Figura 6-35: Resultado cuestionario de la primera evaluación: factores discordantes.	109
Figura 6-36: Resultado cuestionario de la primera evaluación: impresión de las sesiones.	111
Figura 6-37 Temporización de la prueba para la segunda evaluación.	115
Figura 6-38: Curvas y mínimos de error de $e_t^{(s)}$ para el sujeto S1'.	117
Figura 6-39: Curvas y mínimos de error de $e_t^{(s)}$ para el sujeto S2'.	117
Figura 6-40: Curvas y mínimos de error de $e_t^{(s)}$ para el sujeto S3'.	118
Figura 6-41: Curvas y mínimos de error de $e_t^{(s)}$ para el sujeto S4'.	118
Figura 6-42: Curvas y mínimos de error de $e_t^{(s)}$ para el sujeto S5'.	119
Figura 6-43: Curvas y mínimos de error de $e_t^{(s)}$ para el sujeto S6'.	119
Figura 6-44: Curvas y mínimos de error de $e_t^{(s)}$ para el sujeto S7'.	120
Figura 6-45: Curvas y mínimos de error de $e_t^{(s)}$ para el sujeto S8'.	120
Figura 6-46: Curvas de error Et para los 8 sujetos de la segunda evaluación.	122
Figura 6-47: Mínimos porcentajes de $e_t^{(s)}$ obtenidos en cada sesión s de cada sujeto: segunda evaluación.	123
Figura 6-48: Curvas de error Et para los sujetos del grupo B (líneas discontinuas) y B' (líneas continuas) pertenecientes a la primera y segunda evaluación respectivamente.	124
Figura 6-49: Mínimos porcentajes de $e_t^{(s)}$ obtenidos en cada sesión s de cada sujeto perteneciente a los grupos B (estrellas) y B' (cuadrados).	126
Figura 6-50: Curvas de ERD/ERS para el sujeto S1'.	129
Figura 6-51: Curvas de ERD/ERS para el sujeto S2'.	129
Figura 6-52: Curvas de ERD/ERS para el sujeto S3'.	130
Figura 6-53: Curvas de ERD/ERS para el sujeto S4'.	130
Figura 6-54: Curvas de ERD/ERS para el sujeto S5'.	131
Figura 6-55: Curvas de ERD/ERS para el sujeto S6'.	131
Figura 6-56: Curvas de ERD/ERS para el sujeto S7'.	132
Figura 6-57: Curvas de ERD/ERS para el sujeto S8'.	132
Figura 6-58: Resultado cuestionario de la segunda evaluación: factores discordantes.	134
Figura 6-59: Resultado cuestionario de la segunda evaluación: impresión de las sesiones.	136
Figura 6-60: Resultado cuestionario de la primera (barras blancas) y segunda evaluación (barras grises).	139
Figura 6-61: Curvas y mínimos de error de $e_t^{(s)}$ para el sujeto S1''.	144
Figura 6-62: Curvas y mínimos de error de $e_t^{(s)}$ para el sujeto S2''.	144
Figura 6-63: Curvas y mínimos de error de $e_t^{(s)}$ para el sujeto S3''.	145
Figura 6-64: Curvas y mínimos de error de $e_t^{(s)}$ para el sujeto S4''.	145
Figura 6-65: Curvas y mínimos de error de $e_t^{(s)}$ para el sujeto S5''.	146
Figura 6-66: Curvas y mínimos de error de $e_t^{(s)}$ para el sujeto S6''.	146

Figura 6-67: Curvas y mínimos de error de $e_t^{(s)}$ para el sujeto S7''.	147
Figura 6-68: Curvas y mínimos de error de $e_t^{(s)}$ para el sujeto S8''.	147
Figura 6-69: Curvas de error Et para los 8 sujetos de la tercera evaluación.	149
Figura 6-70: Mínimos porcentajes de $e_t^{(s)}$ obtenidos en cada sesión s de cada sujeto: tercera evaluación.	151
Figura 6-71: Curvas de error Et para los sujetos del grupo A' (líneas discontinuas) y A'' (líneas continuas) pertenecientes a la segunda y tercera evaluación respectivamente.	152
Figura 6-72: Curvas de error Et para los sujetos del grupo B' (líneas discontinuas) y B'' (líneas continuas) pertenecientes a la segunda y tercera evaluación respectivamente.	153
Figura 6-73: Mínimos porcentajes de $e_t^{(s)}$ obtenidos en cada sesión s de cada sujeto perteneciente al grupo B' (estrellas) y B'' (cuadrados).	154
Figura 6-74: Curvas de ERD/ERS para el sujeto S1''.	157
Figura 6-75: Curvas de ERD/ERS para el sujeto S2''.	157
Figura 6-76: Curvas de ERD/ERS para el sujeto S3''.	158
Figura 6-77: Curvas de ERD/ERS para el sujeto S4''.	158
Figura 6-78: Curvas de ERD/ERS para el sujeto S5''.	159
Figura 6-79: Curvas de ERD/ERS para el sujeto S6''.	159
Figura 6-80: Curvas de ERD/ERS para el sujeto S7''.	160
Figura 6-81: Curvas de ERD/ERS para el sujeto S8''.	160
Figura 6-82: Resultado cuestionario de la tercera evaluación: factores discordantes.	163
Figura 6-83: Resultado cuestionario de la tercera evaluación: grado de inmersión y presión por las gafas.	164
Figura 6-84: Resultado cuestionario de la tercera evaluación: impresión de las sesiones.	165
Figura 6-85: Resultado cuestionario de la segunda (barras blancas) y tercera evaluación (barras grises).	167
Figura A-1: Gráficas de salida presentadas por la aplicación <i>g.Bsanalyze</i> para la determinación de la banda de frecuencia reactiva.	180
Figura A-2: Curvas de ERD/ERS presentadas por la aplicación <i>g.Bsanalyze</i> .	182
Figura A-3: Regiones de decisión en el plano.	184
Figura A-4: Proyección de los datos sobre los ejes x_2 y x_1 .	185
Figura A-5: Curva de la tasa de error resultante tras la realización de una sesión de entrenamiento.	187
Figura A-6: Distribución de potencias correspondientes a la primera sesión del sujeto S1.	190
Figura A-7: Distribución de potencias correspondientes a la primera sesión del sujeto S8''.	191
Figura B-1: Temporización de la prueba.	194
Figura F-1: Panel de configuración del sistema BCIREF.	210
Figura F-2: Ventana principal del panel de configuración del sistema BCIRV.	212
Figura F-3: Ventana de parámetros de configuración de un experimento.	213
Figura F-4: Ventana de parámetros de adquisición y procesado.	214
Figura F-5: Ventana de configuración de la interfaz gráfica.	215

Índice de tablas

Tabla 2-1: Componentes frecuenciales de la señal EEG.	9
Tabla 3-1: Principales características de los diferentes sistemas BCI.	35
Tabla 6-1: Bandas de frecuencia reactiva para los sujetos de la primera evaluación.	85
Tabla 6-2: Resultados del test de Toulouse-Pierón para los sujetos de la primera evaluación.	108
Tabla 6-3: Valoraciones medias entre sujetos y sesiones obtenidas en la primera evaluación: factores discordantes.	110
Tabla 6-4: Valoraciones medias entre sujetos y sesiones obtenidas en la primera evaluación: impresión de las sesiones.	111
Tabla 6-5: Efectos de los diferentes parámetros sobre los sujetos.	113
Tabla 6-6: Bandas de frecuencia reactiva para los sujetos de la segunda evaluación.	116
Tabla 6-7: Proporciones de mínimos porcentajes de $e_t^{(s)}$ que alcanzan determinados umbrales de error: sujetos de la primera y segunda evaluación.	127
Tabla 6-8: Proporciones de mínimos porcentajes de $e_t^{(s)}$ que caen fuera y dentro del periodo del feedback: Sujetos de la primera y segunda evaluación.	127
Tabla 6-9: Valoraciones medias entre sujetos y sesiones obtenidas en la segunda evaluación: factores discordantes.	134
Tabla 6-10: Valoraciones medias entre sujetos y sesiones obtenidas en la segunda evaluación: impresión de las sesiones.	136
Tabla 6-11: Valoraciones medias entre sujetos y sesiones obtenidas en la primera y segunda evaluación.	138
Tabla 6-12: Valoraciones medias entre todos los sujetos de las dos primeras evaluaciones.	140
Tabla 6-13: Bandas de frecuencia reactiva para los sujetos de la tercera evaluación.	143
Tabla 6-14: Proporciones de mínimos porcentajes de $e_t^{(s)}$ que alcanzan determinados umbrales de error: sujetos de la primera, segunda y tercera evaluación.	155
Tabla 6-15: Proporciones de mínimos porcentajes de $e_t^{(s)}$ que caen fuera y dentro del periodo del feedback: sujetos de la primera, segunda y tercera evaluación.	156
Tabla 6-16: Valoraciones medias entre sujetos y sesiones obtenidas en la tercera evaluación: factores discordantes.	163
Tabla 6-17: Valoraciones medias entre sujetos y sesiones obtenidas en la tercera evaluación: impresión de las sesiones.	165
Tabla 6-18: Valoraciones medias entre sujetos y sesiones obtenidas en la segunda y tercera evaluación.	166
Tabla 6-19: Valoraciones medias obtenidas entre los sujetos sometidos al paradigma del <i>Graz BCI</i> (1º y 2º Eval.) y entre los sujetos sometidos al paradigma propuesto (3º Eval.).	168
Tabla 6-20: Proporciones de mínimos porcentajes de $e_t^{(s)}$ correspondientes a sesiones con feedback que caen dentro del periodo del feedback y están por debajo del 37% y del 30% de error (columna de la izquierda y derecha respectivamente): sujetos de la segunda y tercera evaluación.	170
Tabla E-1: Valores de Z_α y Z_β más frecuentemente utilizados.	208

Capítulo 1

Introducción

Los primeros registros electroencefalográficos fueron realizados sobre monos y conejos por Richard Caton en 1875. Sin embargo, fue en 1920 cuando el psiquiatra australiano Hans Berger empezó a estudiar el electroencefalograma humano demostrando por primera vez, en 1929, que la actividad eléctrica del cerebro estaba relacionada con el estado mental del sujeto [Andr00]. Sus primeros estudios concluyeron que cuando un sujeto se encontraba en estado relajado, las señales eléctricas predominantes consistían en una onda cíclica de unos 10 Hz y con una amplitud de unos 50 microvoltios, a la cual llamo onda *alfa*. Por otro lado, cuando el sujeto estaba envuelto en alguna actividad mental, aparecía una onda de mayor frecuencia y menor amplitud que la alfa, a la cual denominó onda *beta*. Estos descubrimientos serían los orígenes del principio básico de las interfaces cerebro-computadora, conocidas como BCI (*Brain-Computer Interface*).

Las interfaces cerebro-computadora se basan en el análisis de las señales procedentes de la actividad eléctrica del cerebro, muy especialmente de las señales electroencefalográficas (señales EEG), las cuales pueden ser modificadas intencionadamente por el usuario. Las señales de control requeridas en este tipo de interfaces se obtienen a partir de los potenciales bioeléctricos que se generan en el cerebro y que pueden ser detectados a través de electrodos aplicados en el cuero cabelludo. Dichas señales, con una amplitud que varía en torno a las decenas de microvoltios, si bien pueden ser perturbadas por una variedad de artefactos, también pueden ser correladas o asociadas a diferentes estados mentales [Keir90].

En el futuro, una de las aplicaciones más importantes de los BCIs podría ser en el campo de la medicina y más concretamente en la rehabilitación, contribuyendo a establecer un canal de comunicación y control para aquellos individuos con importantes deficiencias en sus funciones motoras pero que no presentan trastornos a nivel cerebral. Este es el caso de las personas afectadas de esclerosis lateral amiotrófica o ALS (*Amyotrophic Lateral Sclerosis*), una enfermedad que sólo en Estados Unidos ya afectaba en 1996 a más de 600000 personas [Vaug96].

Una de las particularidades de este tipo de interfaces, es que son capaces de determinar un estado mental a partir de las señales electroencefalográficas disponibles,

pudiendo de esta forma proveer a un sujeto de un alfabeto mínimo de comunicación. Para lograr esto con cierto éxito, es necesario que el sujeto pueda generar de forma fiable un mismo patrón electroencefalográfico en función de sus deseos, siendo necesario un adecuado entrenamiento que en algunos casos puede llegar a extenderse en el tiempo, y resultando imprescindible proporcionar algún tipo de retroalimentación¹ que le permita conocer su evolución.

En los últimos años, el interés que han provocado los sistemas BCI ha ido creciendo de manera acelerada, siendo una de las prioridades el desarrollo de algoritmos de procesado que permitan extraer características de las señales EEG que puedan ser traducidas en comandos de salida. Si bien es cierto se está llevando a cabo un gran esfuerzo de investigación, existen algunos aspectos que no han sido abordados con la intensidad que se merecen y en especial, aquellos relacionados con el entrenamiento.

El entrenamiento requerido para manejar una interfaz cerebro-computadora requiere un esfuerzo considerable por parte del sujeto. La concentración, frustración, cansancio, distracción, motivación, son algunos de los factores que pueden afectar a la capacidad de éste para controlar sus señales EEG y no son tenidos en cuenta a la hora de establecer un protocolo de entrenamiento que garantice un aprendizaje más eficaz.

Si bien existen muchos parámetros a tener en cuenta a la hora de establecer un adecuado protocolo de entrenamiento, sin lugar a duda, uno de los que más repercusión puede tener sobre el sujeto, y empieza a despertar gran interés en la comunidad científica relacionada con este campo, es el tipo de feedback proporcionado.

Empieza a haber una gran preocupación por estudiar los efectos que produce el feedback sobre los sujetos y por el desarrollo de técnicas de *biofeedback*² que garanticen una mayor motivación y facilidad en el aprendizaje del control de las señales EEG. Para ello, algunas publicaciones recientes sugieren la posibilidad de usar técnicas basadas en realidad virtual con el fin de lograr este objetivo. Sin embargo, los resultados presentados están muy lejos de demostrar la eficacia de esta tecnología en el proceso de entrenamiento.

El objetivo de esta tesis ha sido realizar un estudio sobre las posibles consecuencias de utilizar un feedback basado en técnicas de realidad virtual en el entrenamiento de los sistemas BCI. La realidad virtual permite combinar representación 3D, sonido y aislamiento, pudiendo conseguir una interacción más natural, aislar al sujeto de distracciones y, por lo tanto, un efecto más inmersivo y motivante. Para poder validar los resultados, se ha hecho un estudio comparativo entre los efectos que produce este tipo de feedback y los producidos al emplear un feedback más convencional. En dicho estudio comparativo, se ha prestado especial interés en evaluar otros parámetros que pudieran afectar a determinados factores psicológicos muy relacionados con la capacidad de aprendizaje de los sujetos.

¹ Otros términos para referenciar la retroalimentación son realimentación o retroacción, sin embargo, comúnmente se suele emplear el término *feedback*, siendo este último el que se utilice en adelante.

² El *biofeedback* se puede entender como el proceso en el que un sujeto recibe información inmediata del estado de sus condiciones biológicas tales como tensión muscular, temperatura de la piel, ondas cerebrales, presión sanguínea, ritmo cardíaco, etc., con la finalidad de que pueda ejercer cierto control sobre dicho estado.

Con todo esto, a continuación se detallan los contenidos de los diferentes capítulos que forman esta tesis.

En el capítulo 2 se presentan los fundamentos necesarios para el seguimiento de este trabajo. En él, se presentan algunas señales electrofisiológicas de interés, centrándose en las señales electroencefalográficas por su importancia en este tipo de interfaces. Seguidamente, se detallan los aspectos más importantes de las interfaces cerebro-computadora.

En el capítulo 3 se realiza un repaso a los trabajos relacionados con la presente tesis, prestando especial interés a aquellos que abordan aspectos relacionados con las técnicas de entrenamiento de los sistemas BCI.

En el capítulo 4 se presenta la metodología llevada a cabo para la elaboración de este trabajo. Ésta se divide principalmente en la metodología seguida para el desarrollo de los sistemas implementados, y en la metodología de evaluación que asegure en la medida de lo posible la validez de los experimentos realizados.

En el capítulo 5 se describe el diseño de los diferentes prototipos de sistemas BCI desarrollados para la elaboración de este trabajo y empleados en la evaluación.

En el capítulo 6 se presentan los resultados obtenidos en las diferentes evaluaciones llevadas a cabo. Dicha evaluación se repartirá entre el análisis de los resultados obtenidos a través de un sistema BCI basado en un feedback convencional, los resultados obtenidos a partir del sistema propuesto, y la comparativa entre ambos resultados.

Por último, en el capítulo 7 se presentan las conclusiones y las líneas futuras que se proponen como continuación del trabajo desarrollado.

Capítulo 2

Fundamentos

2.1 Introducción

En este capítulo se presentan los fundamentos considerados esenciales para el seguimiento de esta tesis, dividiéndose en dos apartados. El primero de ellos se centra en las señales de entrada a los sistemas BCI, es decir, en las señales electroencefalográficas, aunque se presentarán otras señales electrofisiológicas consideradas relevantes. En el segundo apartado se detallarán los aspectos más importantes de las interfaces cerebro-computadora.

2.2 Las señales psicofisiológicas

Tal y como se describe en [Andr00], el sistema nervioso, encargado de generar y controlar las respuestas fisiológicas, puede dividirse en dos grandes bloques: el sistema nervioso central y el sistema nervioso periférico. El sistema nervioso central está formado por la médula espinal y el encéfalo, y su actividad puede ser medida a través de las señales electroencefalográficas. El sistema nervioso periférico es una red nerviosa que sirve de enlace entre el sistema nervioso central y el resto del organismo; constituye el tejido nervioso que se encuentra fuera del sistema nervioso central, representado fundamentalmente por los nervios periféricos que inervan los músculos y los órganos, y se divide a su vez en otros dos bloques: el sistema nervioso somático y el sistema nervioso autónomo. El primero de ellos es responsable de la actividad motora, la cual puede ser medida a través del electromiograma (EMG, medida de la actividad muscular) y del electro-oculograma (EOG, medida de los movimientos de los ojos). En cuanto al sistema nervioso autónomo, éste es responsable de regular las funciones internas del organismo con objeto de mantener el equilibrio fisiológico; controla la mayor parte de la actividad involuntaria de los órganos y glándulas, la cual puede ser medida a través del electrocardiograma (ECG), la actividad electrodermal o EDA (*Electrodermal Activity*), la presión y el volumen sanguíneo, y la pupilometría (medida de los cambios de tamaño de la pupila).

La disciplina que estudia los procesos psicológicos a través de medidas fisiológicas es conocida como psicofisiología. Sus aplicaciones son muy numerosas, sin embargo, un área que está produciendo un especial interés en esta disciplina es el *biofeedback* [Andr00].

Las técnicas de biofeedback pueden variar dependiendo del tipo de señal que monitorizan – señal electroencefalográfica (EEG), señal electromiográfica (EMG), actividad electrodermal (EDA), ritmo cardíaco – y de la aplicación que se le pretende dar. En el campo de la psicología, el tratamiento de fobias, depresión, ansiedad, insomnio, estrés, son algunos de los problemas factibles de tratarse mediante el entrenamiento de biofeedback. Como técnica también se aplica en el campo de la medicina, por ejemplo, para tratar migrañas, hipertensión, arritmias cardíacas, la enfermedad de Raynaud¹, etc. En muchos de estos trastornos, el tratamiento consiste en proporcionar al paciente un entrenamiento de manera que éste pueda actuar de alguna forma sobre sus señales electroencefalográficas. A este tipo de entrenamiento realimentado por las señales EEG se le conoce como *EEGbiofeedback* o *neurofeedback* y es el utilizado hasta la fecha en sistemas BCI.

Además de todas las medidas mencionadas anteriormente, hay otras más consideradas por los psicofisiólogos y en las que se incluyen, por ejemplo: la respiración, el consumo de oxígeno y la temperatura de la piel. En este apartado se pretende describir aquellas señales que resultan de interés para el desarrollo de esta tesis. Una descripción más detallada puede encontrarse en [Andr00] y [Caci00].

2.2.1 Las señales electroencefalográficas

A continuación se van a resumir las características más importantes de las señales electroencefalográficas, desde de su procedencia hasta cómo registrarlas.

2.2.1.1 El cerebro

El encéfalo, elemento del sistema nervioso central, es un órgano muy importante que controla funciones tales como las emociones, el raciocinio, la capacidad para el movimiento, la vista, el tacto, la respiración, la temperatura, el apetito, etc., y todos los procesos que regulan nuestro cuerpo. El encéfalo está contenido en el cráneo y se compone de tres partes bien diferenciadas (ver figura 2-1): tronco cerebral, cerebelo y cerebro².

El tronco cerebral, formado por la protuberancia y la médula, es la parte encargada de conectar entre sí la medula espinal, el cerebelo – coordinador de los movimientos voluntarios, además de mantener el equilibrio – y el cerebro, cuya superficie externa es conocida como corteza cerebral³.

¹ Desorden circulatorio que produce manos extremadamente frías.

² El término cerebro se suele utilizar incorrectamente para referirse al encéfalo y debido a su extendido uso, en esta tesis se seguirá empleando de esta manera.

³ En la literatura también se puede encontrar el término *córtex* para nombrar a la corteza cerebral.

El peso medio de un encéfalo humano adulto ronda los 1400 gramos y una hendidura profunda, denominada cisura longitudinal, divide el cerebro en dos hemisferios: derecho e izquierdo. La corteza cerebral es una fina lámina de neuronas interconectadas que forman una capa de unos milímetros de grosor y que recubre la superficie irregular de los hemisferios cerebrales. La superficie de cada hemisferio presenta un conjunto de prominencias y surcos (o cisuras) que proporcionan a la corteza una apariencia plegada, de tal forma que sólo un tercio de ésta queda expuesta a la superficie. Tres de estas cisuras sirven para delimitar ciertas áreas del cerebro: 1) surco central o cisura de Rolando, 2) surco lateral o cisura de Silvio y 3) surco parietooccipital.

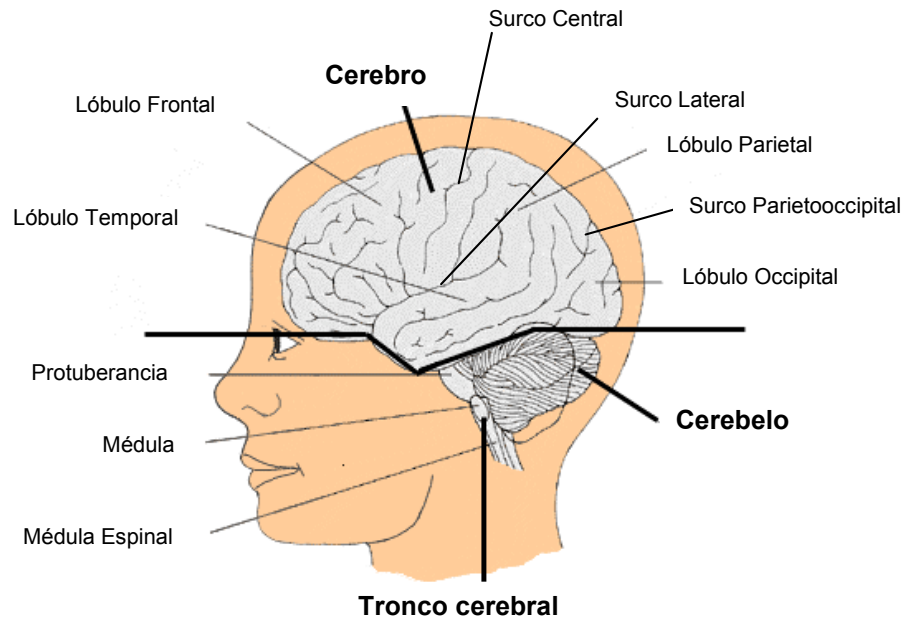


Figura 2-1: Morfología del encéfalo humano. Hemisferio izquierdo.

Cada hemisferio se divide en cuatro grandes lóbulos: frontal, parietal, temporal y occipital, y los surcos o cisuras mencionadas anteriormente actúan como estructuras limítrofes entre algunos de los lóbulos cerebrales. Como se puede observar en la figura 2-1, el surco central se localiza entre los lóbulos frontal y parietal, el surco lateral separa los lóbulos parietal y temporal del frontal y finalmente, el surco parietooccipital que establece el límite entre el lóbulo parietal y occipital.

La corteza cerebral puede dividirse en diferentes áreas⁴ que son responsables de distintas funciones. En la figura 2-2 pueden verse esas áreas, y cómo se reparten entre los cuatro lóbulos. Así por ejemplo, los lóbulos parietales contienen un detallado mapa de la sensibilidad, los lóbulos occipitales se encargan de la visión, los temporales del oído, y los lóbulos frontales son los encargados de un gran número de funciones, como resolver problemas complejos o controlar la actividad muscular⁵. A pesar de que haya una gran simetría entre los hemisferios derecho e izquierdo, sus funciones son distintas. Sin más, el hemisferio izquierdo controla los músculos del lado derecho del cuerpo, y el derecho los del lado izquierdo.

⁴ También se pueden utilizar los términos zona, región o corteza para hacer referencia a un área.

⁵ El área responsable de todos los movimientos voluntarios de los músculos del cuerpo se localiza delante de la cisura Central, y se le conoce como área sensoriomotora.

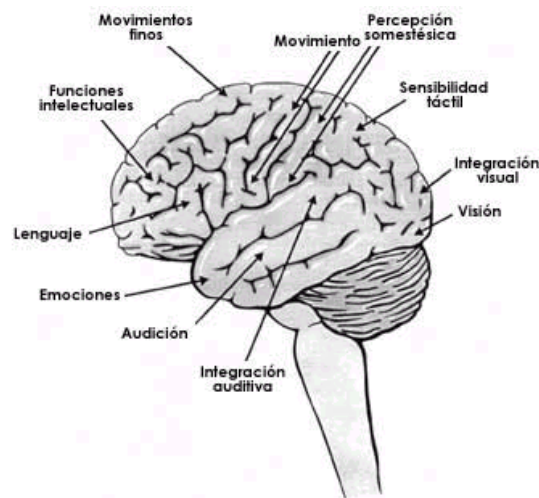


Figura 2-2: Áreas en la corteza cerebral donde se localizan las neuronas relacionadas con distintas funciones.

El cerebro humano presenta una actividad eléctrica que es generada por unas células nerviosas denominadas neuronas. Se estima que en el sistema nervioso puede haber entre 50 y 100 billones de neuronas, cada una de las cuales puede estar conectada a otras neuronas formando una compleja red. Cada neurona puede ser excitada por estímulos naturales procedentes de los órganos receptores (por ejemplo, los ojos u oídos) o por impulsos neuronales procedentes de otros nervios, teniendo como consecuencia la aparición de un impulso eléctrico que a su vez puede propagarse a otras neuronas. Dicha actividad eléctrica en el cerebro puede ser medida a través de unos electrodos colocados en la superficie de éste. A esta técnica de medida se le conoce como electroencefalografía y a las señales obtenidas, electroencefalograma (EEG) o señales electroencefalográficas (señales EEG), presentando una amplitud de entre 10 y 200 μV y una frecuencia de oscilación de entre 0.5 y 100 Hz.

De la actividad cerebral detectada por los electrodos pueden realizarse dos tipos de medidas:

- Oscilaciones continuas de potencial, que en su conjunto forman lo que es el electroencefalograma. A estas oscilaciones se les conoce como los ritmos de la actividad cerebral o ritmos cerebrales.
- Cambios de potencial que surgen como respuesta a la aparición de un determinado evento, el cual puede ser interno o externo al sujeto. A estos potenciales se les conoce como potenciales relacionados con eventos o ERPs (*Event-Related Potentials*), y se derivan del propio electroencefalograma.

2.2.1.2 Ritmos cerebrales

La actividad electroencefalográfica incluye una variedad de diferentes ritmos identificados por su frecuencia, localización y otros aspectos relacionados con la función cerebral. Dicha actividad siempre está presente – mientras se esté dormido o

despierto, mientras se esté en meditación o en hipnosis –, sin embargo, puede variar dependiendo del estado mental, de los pensamientos o de determinadas acciones.

Si bien en la literatura especializada en el campo de la electroencefalografía se han propuesto numerosos ritmos para clasificar las señales electroencefalográficas, se pueden distinguir principalmente cuatro ritmos, mostrados en la tabla 2-1, cada uno de ellos asociado a una determinada banda de frecuencia. Estas bandas han sido identificadas a lo largo de los años como consecuencia de su relación con varios fenómenos psicológicos y fisiológicos, sin embargo, no existe una definición absoluta sobre sus límites de frecuencia, existiendo en la literatura cierta discrepancia. En la figura 2-3 se ilustran ejemplos de estos ritmos, y a continuación una breve descripción de cada uno de ellos (extraído de [Andr00]).

Ritmos	Banda de Frecuencia (Hz)	Amplitud (μV)
Delta (δ)	0.5-3.5	20-200
Theta (θ)	4-7	20-100
Alfa (α)	8-13	20-60
Beta (β)	14-30	2-20

Tabla 2-1: Componentes frecuenciales de la señal EEG.

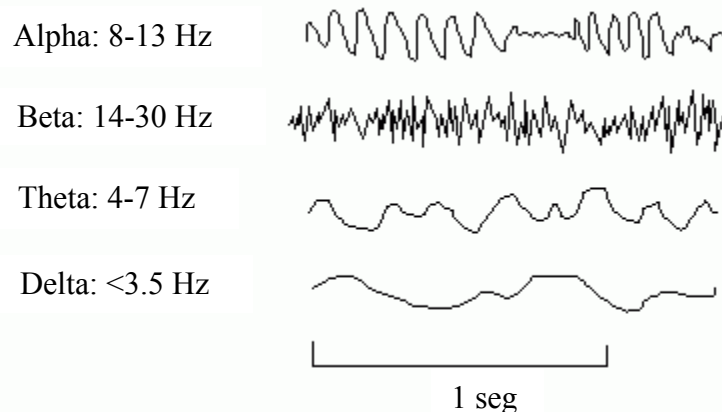


Figura 2-3: Ritmos EEG.

- *Ritmo Delta (δ)*: El ritmo delta corresponde con una onda de gran amplitud y baja frecuencia. Su frecuencia de oscilación está comprendida entre 0.5 y 3.5 ciclos por segundo y su amplitud puede variar entre 20 y 200 μV . En sujetos adultos, la onda delta aparece exclusivamente mientras éstos se encuentren en estado de profundo sueño. Si se detectara en un sujeto despierto, tendría un significado patológico indicando algún tipo de anormalidad en el cerebro, como un posible tumor.
- *Ritmo Theta (θ)*: El ritmo theta es un ritmo cerebral poco común que suele presentarse con más frecuencia en los niños, pudiendo aparecer en los adultos en periodo de estrés o angustia emocional. Se registra en el lóbulo

temporal y corresponde con una onda de entre 4 y 7 Hz y un margen de amplitud que va desde los 20 hasta los 100 μV .

- *Ritmo Alfa (α)*: El ritmo alfa puede ser producido prácticamente por cualquier persona que se encuentre con los ojos cerrados, en estado físico relajado y de poca actividad mental. Dicho ritmo se atenúa o bloquea con los ojos abiertos o en cuanto el sujeto se vea envuelto en alguna actividad mental, como un estado de atención o un esfuerzo mental. Donde más se aprecia es en la región posterior del cerebro y concretamente en el área occipital, presentando una amplitud de entre 20 y 60 μV y una frecuencia de oscilación de entre 8 y 13 Hz.
- *Ritmo Beta (β)*: El ritmo beta corresponde a una onda bastante irregular que suele asociarse a un estado de concentración mental por parte del individuo. Puede detectarse principalmente en la región central (en torno al surco central) y frontal del cuero cabelludo, siendo su amplitud relativamente pequeña pudiendo variar entre 2 y 20 μV . El ancho de banda que ocupa es bastante grande, entre los 14 y 30 Hz, por lo que suele dividirse en otras sub-bandas más estrechas, pudiéndose encontrar en la literatura diferencias entre ellas. La banda central de dicho ritmo beta (18-26 Hz) está estrechamente relacionada con los movimientos de las extremidades [Pfur96], [Pfur99a].
- *Ritmo mu (μ)*: El ritmo mu, presente en la mayoría de los adultos [Pfur89b], corresponde con una onda de frecuencia de entre 8 y 13 Hz y una amplitud inferior a los 50 μV , parámetros que si bien coinciden con los del ritmo alfa, sus propiedades topológicas y fisiológicas son bien diferentes. Se registra en la región central del cuero cabelludo, estrechamente relacionado con las funciones motoras del cerebro, y tiene la particularidad de no bloquearse con los ojos abiertos sino cuando se lleva a cabo algún tipo de movimiento [Pfur99a], o lo que es más importante, cuando se tiene la intención de realizar algún movimiento [Pfur89a], o sencillamente imaginando movimientos de las extremidades [Pfur97a], [Pfur98]. A esto último se le conoce con el nombre de “imagen motora”.

Es importante señalar que la relación que existe entre los ritmos mu y beta con los movimientos de las extremidades es una particularidad muy importante que ha sido aprovechada para el diseño de los sistemas BCI. Sin lugar a duda, el que estos ritmos puedan ser modificados no sólo por la ejecución de movimientos sino también por el hecho de imaginarlos (especialmente el ritmo mu), ha contribuido a que hayan sido y sigan siendo actualmente, unas de las señales de entrada más estudiadas de cara al desarrollo de una interfaz cerebro-computadora (en el apéndice B se hace un breve repaso a las características de estos ritmos en relación a la imaginación de movimientos de las extremidades, sin embargo, una descripción mucho más detallada puede encontrarse en [Neup99b]).

En relación a los diferentes ritmos cerebrales, existe un tipo de medida que trata de estimar los cambios de amplitud que pueda sufrir un ritmo concreto a lo largo de un intervalo de tiempo. A este tipo de medida se le conoce como ERD (*Event-Related Desynchronization*) y ERS (*Event-Related Synchronization*); se realiza sobre un

conjunto de trazas y refleja la atenuación (ERD) o el incremento (ERS) de potencia que sufre un determinado ritmo como respuesta a un determinado evento. En el apéndice A se detalla la forma de realizar esta medida.

2.2.1.3 Potenciales relacionados con eventos (ERP)

Una medida de la actividad cerebral es la definida como potencial relacionado con evento y sencillamente conocida como ERP (*Event-Related potential*). El ERP no es más que un cambio de potencial en la señal EEG que se genera como consecuencia de una respuesta a un determinado evento, pudiendo ser dicho evento interno (ERP endógeno) o externo al sujeto (ERP exógeno). Estos cambios de potenciales son de muy escasa amplitud (algunos microvoltios) en comparación con la actividad base (“*background*”) de la señal EEG (en torno a los 50 μV), y la manera de obtenerlos es promediando a través de varios segmentos temporales del EEG, todos ellos registrados como respuesta a un evento puntual. Puesto que la actividad base de la señal EEG es totalmente aleatoria, al promediar entre varios segmentos su potencial tiende a reducirse a cero, dejando visible los potenciales relacionados con el evento. Existe una gran variedad de diferentes ERPs y cuya descripción se puede encontrar en [Andr00] y [Caci00]. A continuación se citan algunos de ellos debido a la existencia de sistemas BCI basados en dichos potenciales.

Los potenciales evocados o EPs (*Evoked Potentials*) son un tipo de ERP que se originan como respuesta a un estímulo físico, el cual puede ser visual, auditivo o somatosensorial, y pueden clasificarse en exógenos y endógenos.

- Los potenciales exógenos son una respuesta obligada siempre que el sistema sensorial y funcional del sujeto estén intactos. Están relacionados con las propiedades físicas del estímulo y son independientes de la información que dicho estímulo pretenda aportar al sujeto. Suelen producirse en los primeros 200 milisegundos posteriores a la aparición del estímulo, manifestándose con una componente positiva en torno a los 100 primeros milisegundos y una componente negativa en torno a los 200 milisegundos tras la aparición del estímulo.

Una clase de EP perteneciente a los potenciales exógenos son los denominados potenciales evocados visuales o VEPs (*Visual Evoked Potentials*), los cuales se producen como respuesta a estímulos visuales y se registran en la corteza visual.

Otra clase de potencial evocado visual es el SSVER (*Steady-State Visual Evoked Response*), que se produce al presenciar un determinado estímulo visual modulado a una determinada frecuencia, y consiste en un incremento de la actividad electroencefalográfica a la misma frecuencia que el estímulo.

- Los potenciales evocados endógenos son debidos a un proceso cognitivo y son generados como consecuencia de la importancia o significado que tienen para el sujeto los estímulos presentados. Realmente no dependen del tipo de estímulo, sino del reconocimiento de un estímulo señal intercalado aleatoriamente entre una serie de estímulos indiferentes. Suelen producirse a

partir de los 250 milisegundos después de producirse el evento, siendo el denominado P300, uno de los más característicos.

El P300 (también conocido como P3) es un potencial positivo que se presenta aproximadamente a los 300 milisegundos tras la aparición de un estímulo relevante al sujeto, y suele registrarse mejor en la zona parietal del cuero cabelludo. Si bien el P300 puede ser evocado por diferentes tipos de paradigmas, los factores que más influyen en dicho potencial son la frecuencia de aparición del estímulo (a menor frecuencia del estímulo, más larga es la respuesta que produce) y la importancia que presenta dicho estímulo para el sujeto [Farw88].

Otros potenciales característicos de los ERPs son los potenciales de baja frecuencia denominados como *slow potentials* o *slow waves*, o más conocidos como SCPs (*Slow Cortical Potentials*). Dichos potenciales son endógenos por naturaleza, y dos de éstos son el RP (*Readiness Potential*) y el CNV (*Contingent Negative Variation*).

El RP describe un incremento lento de potencial negativo que suele producirse entre 500 y 1000 ms antes de llevarse a cabo o de imaginarse un movimiento voluntario, alcanzando una amplitud de entre 10 y 15 μV cuando se registra en la corteza motora, pudiendo también registrarse en la corteza central. El CNV es otro potencial lento que se origina cuando al sujeto se le indica que debe responder ante un determinado evento (como pulsar una tecla), un tiempo después de que se le haya presentado un determinado estímulo. Es muy parecido al RP en el sentido de que el sujeto se prepara ante un determinado evento (que no tiene por qué ser la ejecución de un movimiento), y se puede decir que es debido a un estado de expectación por parte del sujeto. Un ejemplo de esto es presentar a un sujeto un estímulo visual (S1) y, aproximadamente 1.5 segundos después, un tono (S2) en el que el sujeto debe pulsar una tecla. El CNV se produce entre los instantes S1 y S2, se registra mejor en la corteza central y su amplitud suele superar los 10 μV .

2.2.1.4 Medida de las señales electroencefalográficas

Existen diferentes técnicas para medir la actividad eléctrica del cerebro, diferenciándose cada una de ellas por el nivel de profundidad de donde se vaya a capturar la señal. Se pueden distinguir entre 4 niveles diferentes [Vaug96]:

- Desde el interior del cerebro. Para ello se utilizan microelectrodos que se implantan en el interior del propio cerebro a través de métodos quirúrgicos. A esta técnica se le suele denominar electroencefalografía profunda.
- Desde la superficie de la corteza cerebral. A esta técnica se le conoce como electrocorticograma (ECoG), y también es necesario una intervención quirúrgica para implantar los electrodos, que en este caso suelen tener un diámetro de unos 4 milímetros.
- Desde la base del cráneo, utilizando para ello electrodos epidurales (de aguja), no siendo necesario intervención quirúrgica pero sí un especial cuidado a la hora colocarlos.

- Desde la superficie del cuero cabelludo, colocando directamente sobre éste unos electrodos superficiales (a la señal obtenida a partir de este método se le conoce como señal EEG).

A medida que los registros de la actividad cerebral se realizan más cerca del cerebro, las técnicas empleadas permiten obtener una mejor resolución espacial y frecuencial, pero también reflejan la actividad de un menor número de neuronas. El carácter invasivo de las técnicas que requieren de intervención quirúrgica para la implantación de los electrodos, hacen que sólo se utilicen en casos muy particulares. Por otro lado, debido a su histórico uso sobre los humanos, a su no invasividad y a su fácil colocación, la medida del EEG mediante electrodos superficiales es la técnica más apropiada y más utilizada para el desarrollo y estudio de los sistemas BCI [Vaug96], si bien existen algunas interfaces basadas en métodos más invasivos como el electrocorticograma [Levi99].

Los principales inconvenientes de realizar medidas sobre el cuero cabelludo son, fundamentalmente, el incremento de los artefactos que pueden enmascarar la señal EEG, tales como la actividad procedente de los movimientos musculares o de los ojos, y la pequeña amplitud de las señales registradas [Vaug96]. Dicha amplitud suele medirse en microvoltios⁶ obligando a utilizar equipos de instrumentación que tengan una excelente relación señal-ruido.

2.2.1.4.1 Electrodos

Para registrar señales EEG se hace uso de los electrodos superficiales, los cuales no son simples puntos de contacto, sino que están compuestos por unos determinados componentes químicos que permiten convertir las corrientes iónicas existentes en la superficie de la piel en corrientes eléctricas de los cables, siendo necesario para proporcionar un buen contacto eléctrico entre la piel y el electrodo, aplicar entre ambos un gel conductor llamado gel electrolito.

El principio básico que permite convertir un flujo de iones en flujo de corriente puede verse en la figura 2-4 (una descripción mucho más detallada puede encontrarse en [Webs98], capítulo 5 pp. 227-286), donde “e-” representa un electrón, “a-” un anión (ión negativo) y “c+” un catión (ión positivo).

El flujo de iones en el electrolito se traduce en un flujo de electrones debido a lo que se conoce como una reacción de oxidación-reducción. Concretamente, en este diagrama, el flujo de iones representado es tal que los iones negativos fluyen hacia el electrodo, produciendo un cúmulo de carga negativa. Para contrarrestar este efecto, en el electrodo, formado por átomos metálicos “c”, se produce una reacción química que se traduce en un desprendimiento de iones positivos “c+” y en un flujo de electrones en el sentido contrario al de la corriente. Este proceso es lo que se conoce como oxidación.

⁶ Mientras que el ECoG puede medirse en milivoltios, lo que muestra la gran disparidad entre ambas medidas.

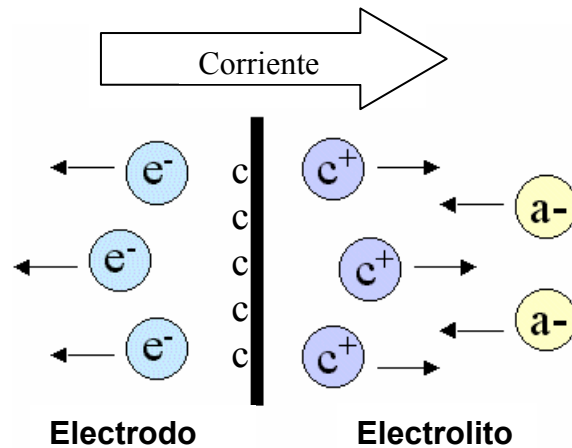


Figura 2-4: Interfaz electrodo-electrolito.

En la actualidad, los electrodos superficiales más utilizados para el registro de señales EEG son los de Plata-Cloruro de plata (Ag/AgCl) debido a la estabilidad eléctrica que proporcionan, permitiendo una conversión entre corriente iónica y corriente eléctrica prácticamente constante e independiente de la frecuencia.

2.2.1.4.2 Colocación de los electrodos

El sistema de colocación de electrodos más utilizado es el “sistema 10-20”, de la Federación Internacional de Sociedades de Electroencefalografía [Jasp58], el cual permite asegurar con bastante fiabilidad la recolocación de los electrodos en todas las partes de la cabeza.

Las diferentes posiciones de los electrodos se determinan a través de ciertas medidas entre unas marcas, ya estandarizadas, sobre el cuero cabelludo. Estas medidas permiten establecer una red de líneas cuyas intersecciones permiten posicionar los electrodos, quedando una separación entre ellos de una distancia relativa que resulta ser un 10 o un 20 por ciento de la longitud total de la línea sobre la cual reposan los electrodos (de aquí viene el nombre de sistema 10-20).

En la figura 2-5 se muestra una proyección de la cabeza donde se ilustran las posiciones estándares de este sistema y en la figura 2-6, una vista lateral, frontal y otra superior, donde se reflejan las distancias relativas entre electrodos.

En estas figuras se observa claramente cuáles son las marcas estandarizadas, y que se identifican como: *nasion*, *inion*, *A1* y *A2* (estas dos últimas marcas corresponden a los orificios de las orejas izquierda y derecha respectivamente). Cada una de las posiciones de los electrodos viene identificada por una letra que indica el lóbulo o zonas sobre la cual recae dicha posición (“F”- lóbulo frontal, “P”- lóbulo parietal, “T”- lóbulo temporal, “O”- lóbulo occipital, “C”- área central, “Fp”- polo frontal) y un número u otra letra que identifica el hemisferio. Aquellas posiciones que recaen sobre el hemisferio izquierdo se identifican con números impares, las del hemisferio derecho con números pares. La letra “Z” identifica la línea central del cerebro (cisura longitudinal), que se origina como unión entre el *inion* y el *nasion*.

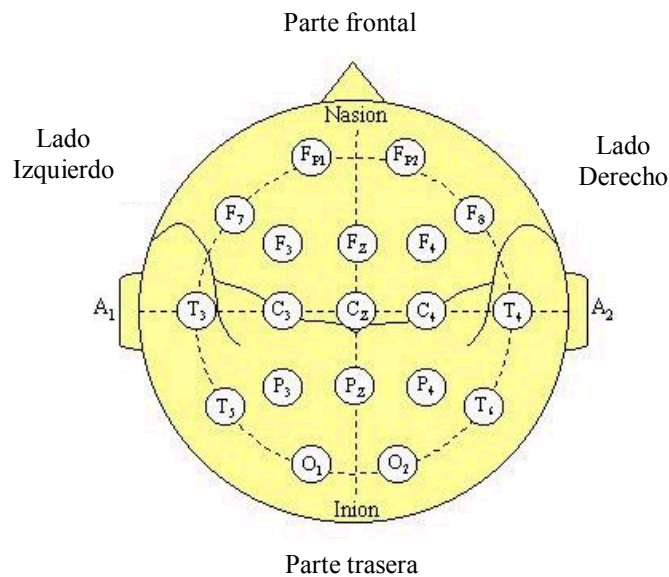
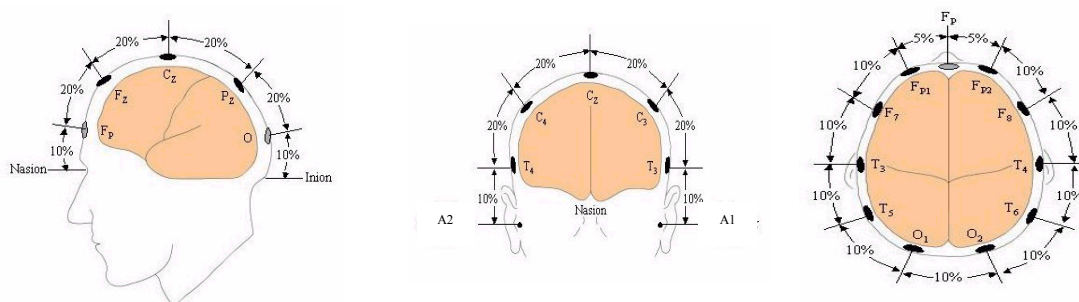


Figura 2-5: Posición de los electrodos en el sistema 10-20.



2.2.1.4.3 Configuración de montaje de los electrodos

Todo equipo de instrumentación que registre señales EEG utiliza un amplificador diferencial [Fehm89] – el cual amplifica la diferencia entre dos medidas referenciadas con respecto una misma masa –, sin embargo, dependiendo de la configuración del montaje de los electrodos, se distinguen tres diferentes tipos de medidas (capítulo 4, pp. 150-226 de [Webs98]): montaje monopolar, también conocido como referencial o unipolar, montaje bipolar y montaje laplaciana⁷.

- Monopolar: En el montaje monopolar, uno de los electrodos – electrodo activo – se sitúa sobre el área de interés y el otro electrodo – electrodo de referencia – se sitúa sobre un área que refleje la menor actividad posible, siendo un lugar muy corriente el lóbulo de la oreja. La principal ventaja de esta configuración de montaje es que permite registrar la forma de onda y amplitud de la señal EEG que se refleja en el área de interés. La medida obtenida es más fácil de interpretar que la obtenida con un montaje bipolar [Fehm89] y por ello, se suele usar cuando resulta interesante monitorizar la

⁷ En la descripción que se da a continuación sobre los tres tipos de medidas no se hace referencia al electrodo de masa, cuya ubicación puede variar según el experimentador.

actividad de un área concreta o para registrar los ERPs (capítulo 2, pp. 12-40 de [Andr00]). Por otro lado, el principal inconveniente, además de que el electrodo de referencia debe situarse en una zona inactiva, es que cualquier otra actividad biopotencial que se produzca – movimiento de los ojos, actividad muscular – será registrada, enmascarando la actividad electroencefalográfica propia del área de interés [Fehm89].

- Bipolar: En el montaje bipolar se sitúan dos electrodos activos sobre la zona de interés, registrándose en cada instante la diferencia de los potenciales medidos en esos puntos. Muchos investigadores prefieren esta técnica ya que evita el problema de seleccionar una zona especialmente inactiva para el electrodo de referencia (capítulo 2, pp. 12-40 de [Andr00]). El inconveniente de esta configuración es que, al registrar la diferencia entre actividades EEG localizadas en puntos diferentes, se distorsionan la forma y la amplitud de los potenciales, sin embargo, se maximiza el rechazo de los artefactos comunes, lo que permite distinguir la actividad de un área específica de manera mucho más clara que con el montaje monopolar [Fehm89].
- Laplaciana: Es una configuración similar a la del montaje monopolar en el que la toma de referencia se deriva del promedio de varios electrodos situados alrededor del electrodo activo. Esta configuración es menos usual que las dos anteriores, sin embargo, existen sistemas BCI que hacen uso de estas medidas [McFa97], [Penn98], [Ramo00].

2.2.1.4.4 Artefactos

Como ya se comentó en el apartado 2.2.1.4, la técnica más utilizada en sistemas BCI para el registro de la actividad eléctrica del cerebro es la basada en electrodos superficiales. Esta técnica presenta grandes ventajas, sin embargo, también es más susceptible de detectar cambios de potencial originados por otras fuentes distintas de las neuronas. A estos fenómenos se les conoce como artefactos y sus fuentes pueden estar ubicadas sobre el propio sujeto o sobre el equipo, pudiéndose distinguir entre artefactos biológicos y no-biológicos (capítulo 2, pp. 27-52 de [Caci00]).

Artefactos biológicos.

Entre los artefactos biológicos, los que más pueden afectar a las señales EEG son los producidos por la activación de los músculos y por los movimientos de los ojos [Vaug96] ya que contribuyen a generar una actividad eléctrica en el cuero cabelludo que enmascara la propia actividad EEG [Wolp02].

La actividad electromiográfica puede ser detectada a lo largo de toda la cabeza, presentando una amplitud generalmente mucho mayor que las señales EEG y solapándose con sus componentes de media y alta frecuencia [Vaug96], [Gonc03]. En cuanto a los movimientos de los ojos y los parpadeos, la actividad eléctrica que producen suele ser más prominente en la región frontal de la cabeza y se solapa con las componentes de baja y media frecuencia de las señales EEG [Vaug96] .

Para implementar un BCI robusto, es necesario desarrollar algoritmos de detección y cancelación que sean capaces, a partir de las señales registradas sobre el cuero cabelludo, separar la actividad electroencefalográfica de la actividad eléctrica

producida por estos artefactos. Esto es una tarea complicada que implica realizar un estudio profundo sobre el espectro y la topografía de las señales registradas [Wolp02], y son muchos los investigadores que insisten en la importancia que tiene investigar sobre este campo [Wolp00a].

Artefactos no-biológicos.

Otros artefactos a considerar son los originados por el propio equipo de medida. Los más importantes a tener en cuenta son el acoplamiento de la señal de red y los propios electrodos, los cuales, para garantizar una buena medida deben asegurar un buen contacto con la superficie del cuero cabelludo. Para ello, la impedancia existente entre los electrodos activos y el de referencia debe ser inferior a los 5000 ohmios, superándose dicho valor en caso de una mala colocación de los electrodos o sencillamente por el empleo de electrodos en malas condiciones (capítulo 2, pp. 27-52 de [Caci00]).

2.2.2 Otras señales electrofisiológicas

Para poder estudiar y asociar las complejas respuestas fisiológicas del ser humano ante determinados comportamientos, es necesario observar y analizar otras señales fisiológicas que puedan proporcionar información de interés. A continuación se describen algunas de ellas (y en especial de origen eléctrico, es decir, señales electrofisiológicas), por su relación con los sistemas BCI y por su importancia en el desarrollo de este trabajo. Una descripción mucho más detallada de estas señales puede encontrarse en [Andr00].

2.2.2.1 Electromiograma (EMG)

El electromiograma (EMG) es la representación gráfica de la electromiografía, que es la técnica para medir y registrar los potenciales eléctricos asociados a la contracción de las fibras musculares. En estado de reposo la actividad eléctrica de los músculos es estable sin embargo, al producirse una contracción muscular se produce una actividad eléctrica en sus fibras que puede ser medida sobre la superficie de la piel. La importancia de la señal generada dependerá de la velocidad y del número de fibras involucradas en la contracción muscular.

El EMG suele medirse utilizando la configuración bipolar, situando los electrodos activos a lo largo del eje del músculo de interés. La forma de onda registrada consiste en una serie de picos de amplitud que se generan como consecuencia de los impulsos eléctricos producidos por las fibras⁸. La frecuencia de estos impulsos suele estar comprendida entre 20 y 1000 Hz, sin embargo, la actividad principal suele originarse entre los 20 y los 400 Hz. En cuanto a su amplitud, en situaciones de reposo absoluto puede estar por debajo de 1 o 2 μV , pudiendo alcanzar entre 100 y 1000 μV en caso de actividad muscular.

⁸ Realmente, dichos impulsos son generados por lo que se conoce como unidad motora.

2.2.2.2 Electro-oculograma (EOG)

El electro-oculograma (EOG) es la representación gráfica de la electro-oculografía que es la técnica empleada para medir la diferencia de potencial que existe entre la córnea y la retina del ojo. El ojo puede verse como un dipolo alineado sobre su eje óptico, siendo la córnea el polo cargado positivamente y la retina, el polo cargado negativamente. Mediante la configuración bipolar, si se colocan los electrodos activos alrededor del ojo, la medida del EOG proporciona información sobre la velocidad y el cambio de dirección de éste. Si los electrodos se colocan horizontalmente alrededor de la córnea se detectan movimientos horizontales, mientras que si se colocan justo encima y debajo del ojo se detectan movimientos verticales.

El principio básico de la electro-oculografía consiste en que al producirse un movimiento ocular, la córnea (cargada positivamente) y la retina (cargada negativamente) rotan acercándose a sus respectivos electrodos, produciendo entre ellos una diferencia de potencial positiva o negativa dependiendo de la dirección del movimiento y de mayor o menor amplitud dependiendo del ángulo de rotación. En definitiva, lo que se mide realmente es un cambio de potencial de componente continua dependiendo del movimiento del ojo. Para detectar un parpadeo, es necesario colocar los electrodos en configuración vertical, siendo su efecto un impulso de corta duración.

2.2.2.3 Electrocardiograma (ECG)

El corazón funciona como una bomba con la finalidad de recoger la sangre y expulsarla por todo el organismo. El electrocardiograma (ECG) es la señal resultante de medir la actividad eléctrica asociada a la contracción de los músculos del corazón que permite realizar dicho bombeo, teniendo como consecuencia la aparición de un impulso eléctrico de unos 2 milivoltios de amplitud y unos 300 milisegundos de duración. A la función del bombeo se le conoce como latido del corazón y en condiciones normales su frecuencia está en torno a 72 latidos por minuto, siendo este parámetro, conocido como HT (*Heart Rate*), uno de los más utilizados para medir la actividad del corazón.

El ECG puede ser registrado mediante una configuración bipolar existiendo múltiples posiciones para colocar los electrodos activos. Su registro permite determinar varios parámetros relacionados con la actividad del corazón, siendo uno de ellos los cambios en la frecuencia del latido y que mantienen cierta relación con el estado emocional del paciente. Algunas de estas situaciones son el estrés, la angustia, la frustración, el enfado, la motivación, y cuyos efectos sobre los sujetos deben ser estudiados de cara a mejorar las prestaciones de un BCI [Ron04a].

2.2.2.4 Actividad electrodermal (EDA)

Fue en 1888 cuando el neurólogo francés Charles Fere observó por primera vez el hecho de que cambios en la actividad eléctrica de la piel se pudieran producir como consecuencia de la presencia de ciertos estímulos físicos y emocionales. Para medir este fenómeno, Fere hacía circular una pequeña corriente entre dos electrodos aplicados sobre la superficie de la piel y mediante un galvanómetro, conseguía medir el incremento de la conductividad de ésta originado por los cambios en la actividad

electrodermal (EDA) ante la presencia de diferentes estímulos. A este fenómeno, es lo que se conoce actualmente como GSR (*Galvanic Skin Response*).

La estructura interna de la piel puede dividirse en tres capas: la epidermis o capa externa, la dermis o capa intermedia y la hipodermis, la cual contiene lo que se conoce como glándulas sudoríparas que tienen como objetivo segregar sudor para producir el efecto termoregulador de la piel, aumentando de esta forma su conductancia, la cual suele estar comprendida entre 0.05 y 5 μ Siemens⁹ y dentro del margen de frecuencia comprendido entre 0.01 y 1 Hz [Webs98].

Existe una gran variedad de actividades y estados mentales - motivación, relajación, sentimientos positivos y negativos - que producen cambios en la respuesta electrodermal, lo que de nuevo convierte a la señal obtenida a través de esta medida, en una señal de interés de cara al estudio de los sujetos ante un sistema BCI.

Para medir la conductividad de la piel pueden usarse dos tipos de circuitos. Aquellos que aplican una tensión constante entre sus electrodos y miden la corriente que circula por la piel como consecuencia de su conductividad, y aquellos basados en mantener una corriente constante a través de los electrodos y miden la diferencia de potencial que caen entre ellos en función de la resistencia de la piel. Para realizar estas medidas, los electrodos pueden situarse en diferentes localizaciones, siendo las más usuales las falanges medias de dos dedos adyacentes.

2.3 Interfaz cerebro-computadora

Una interfaz cerebro-computadora, más conocida como *Brain-Computer Interface (BCI)*, es un sistema que hace uso de la actividad eléctrica del cerebro para controlar un componente externo. La definición más reciente de este tipo de interfaces es la propuesta durante el primer congreso internacional sobre tecnologías BCI celebrado en junio de 1999 en el Instituto de Rensselaerville en Nueva York, y que definía a una interfaz cerebro-computadora como un sistema de comunicación que no depende de las vías normales que usa el cerebro: nervios periféricos y músculos¹⁰, dando a entender que un BCI (es muy frecuente usar el término BCI para referenciar a las interfaces cerebro-computadora) es una interfaz que permite traducir los deseos de una persona a unos determinados comandos sin utilizar acciones motoras directas.

2.3.1 Partes de un sistema BCI

Existen diversas configuraciones con respecto a la implementación de un sistema BCI, sin embargo, Mason propone un modelo general aplicable a cualquiera de estos sistemas [Maso03], siendo dicho modelo el que se muestra en la figura 2-7.

⁹ El Siemens es la unidad de conductancia del Sistema Internacional, equivalente a la conductancia de un conductor que tiene una resistencia eléctrica de un ohmio.

¹⁰ “A brain-computer interface is a communication system that does not depend on the brain’s normal output pathways of peripheral nerves and muscles” [Wolp00a].

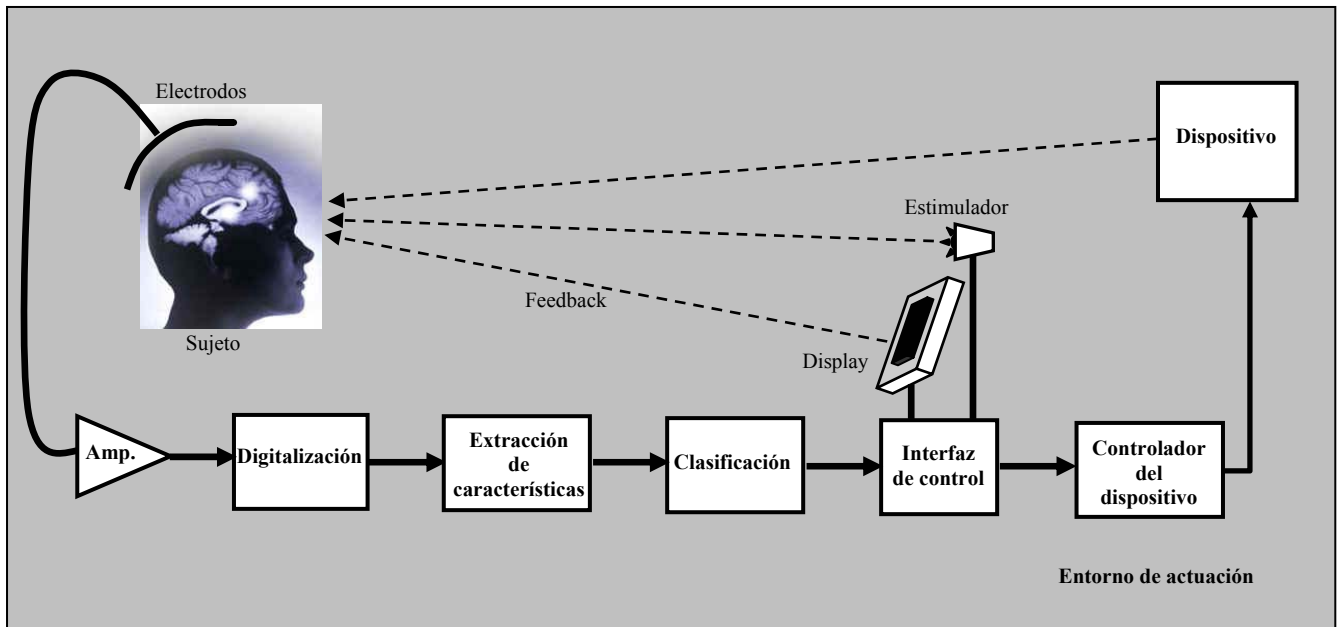


Figura 2-7: Estructura general de un sistema BCI (propuesto por Mason [Maso03]).

La función de cada uno de los componentes que forman dicho modelo es la que se detalla a continuación:

- Sujeto: El sujeto es la persona que controla el dispositivo en el sistema BCI, modificando para ello intencionadamente su actividad cerebral con el fin de generar las señales de control que actúan sobre el dispositivo.
- Electrodo: Los electrodos son los encargados de convertir dicha actividad cerebral en señales eléctricas.
- Amplificador: El amplificador es el encargado de amplificar las señales eléctricas.
- Digitalización: En la etapa de digitalización es donde se realiza la conversión analógico-digital, necesaria para el posterior procesamiento¹¹.
- Extracción de características: En la etapa de extracción de características se transforman las señales eléctricas ya amplificadas en parámetros que caractericen la actividad cerebral modificada por el sujeto. Un ejemplo podría ser la extracción de la potencia de la banda mu.
- Clasificación: En la etapa de clasificación se asignan a los parámetros que caracterizan las señales eléctricas, unas señales lógicas de control. En definitiva se trata de clasificar los diferentes parámetros de entrada entre un número determinado de estados posibles. Un ejemplo podría ser presentar 2

¹¹ Hay que decir que esta etapa no aparece en el modelo propuesto por Mason. En el modelo que aquí se presenta sí se ha incluido, con la intención de especificar que se trata de un sistema digital.

estados discretos acorde con la potencia del ritmo mu al rebasar o no un determinado umbral.

- Interfaz de control: La interfaz de control traduce las señales lógicas de control en señales de control apropiadas para un determinado dispositivo. Siguiendo con el ejemplo, la interfaz de control para manejar el volumen de un equipo de música traduciría la señal lógica de entrada directamente en una señal de control identificada como “volumen alto” y “volumen bajo”, en concordancia con los 2 estados discretos disponibles.
Por otro lado, la interfaz de control puede ir acompañada de un “Display de control” que proporciona información al sujeto sobre el resultado de su estado mental. Dicha información puede ser usada por el sujeto para modificar su actividad cerebral en caso de que la respuesta recibida no sea la adecuada. A este tipo de realimentación es, como ya se ha mencionado anteriormente, lo que se conoce como *feedback*. Un ejemplo podría ser representar el desplazamiento de un cursor, el cual podría dirigirse hacia arriba o hacia abajo en función de los dos estados posibles proporcionados por la interfaz de control. Tal y como cita Mason, el término “display” no es del todo apropiado pues esta realimentación no tiene porque ser siempre visual, sino que también puede ser sonora o táctil.
En aquellos sistemas BCI que hacen uso de un estimulador sensorial para provocar potenciales evocados en la actividad cerebral, dicho estimulador es controlado por la interfaz de control y a su vez sincronizado con la etapa de extracción de características.
- Controlador del dispositivo: El controlador del dispositivo es el encargado de transformar las señales de control procedentes de la interfaz de control en las señales físicas necesarias para actuar sobre el dispositivo. En el caso del control de volumen del equipo de música, dicha señal sería la encargada de actuar sobre el control de volumen del propio equipo.
- Dispositivo: Como en cualquier sistema de control, el número de dispositivos sobre el cual puede actuar un sistema BCI puede ser ilimitado. Teniendo en cuenta que las distintas señales lógicas de control proporcionadas por estos sistemas son aún bastante limitadas, esto lleva a que se reduzca considerablemente el número de aplicaciones finales. El estado del dispositivo es a su vez una realimentación hacia el sujeto, proporcionándole información sobre el control que está ejerciendo sobre éste.
- Entorno de actuación: Con el término entorno de actuación se hace referencia a las condiciones físicas del entorno sobre el cual se está usando el sistema BCI (ej. temperatura ambiente, ruido, etc.), así como los objetos y personas presentes en dicho entorno. Estos factores por lo general pueden ser controlados en el laboratorio.

En la literatura existen otros modelos de sistemas BCI, sin embargo, todos ellos son versiones simplificadas del modelo presentado. En éstos, al conjunto formado por los electrodos y el amplificador se le suele agrupar en una sola etapa conocida como

etapa de adquisición de la señal y en la cual se incluye además la digitalización de ésta. A las etapas de extracción y de clasificación se las suele incluir en un único bloque denominado procesado de la señal. Por otro lado, teniendo en cuenta que en la actualidad prácticamente ningún sistema BCI controla un dispositivo externo, la etapa de control del sistema la forman la interfaz y el display de control. Aprovechando estas simplificaciones, a continuación se va a proceder a describir con más detalle cada uno de estos 4 bloques y cuyo diagrama se representa en la figura 2-8: adquisición de la señal, extracción de características, clasificación y control.

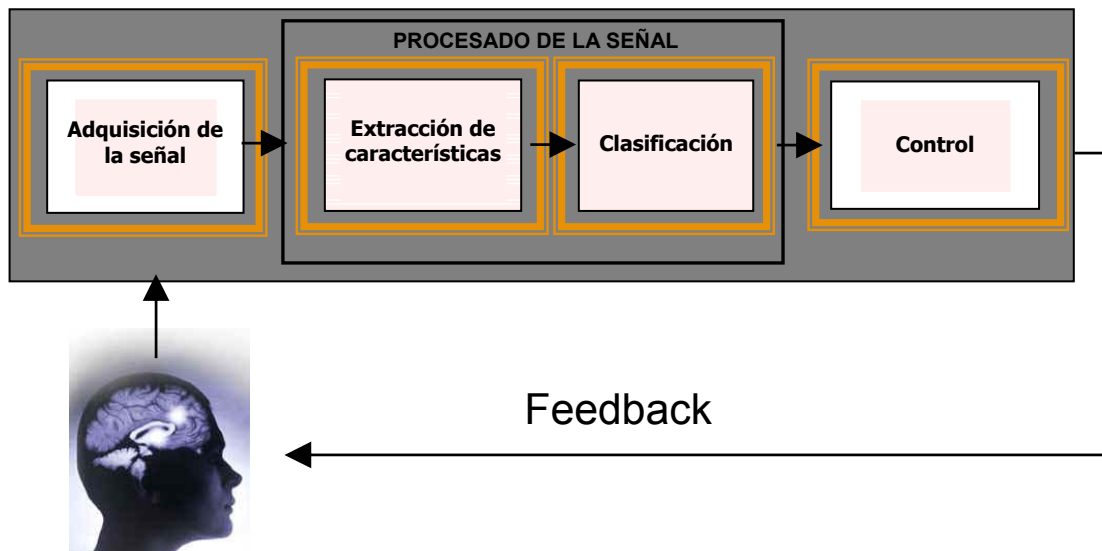


Figura 2-8: Diagrama de bloques de un sistema BCI.

2.3.1.1 Adquisición de la señal

En los sistemas BCI, como ya se ha descrito, el principio fundamental se basa en procesar la actividad eléctrica procedente del cerebro. Para ello se pueden utilizar técnicas invasivas o no-invasivas, siendo estas últimas las más utilizadas, que consisten en capturar la señal electroencefalográfica a través de electrodos ubicados sobre el cuero cabelludo. La gran mayoría de los BCIs hacen uso de lo que se conoce como un *electro-cap*, que consiste en un gorro con unos electrodos ya incorporados y típicamente ajustados de acuerdo al “sistema 10-20”, lo que ahorra mucho tiempo al no tener que colocarlos uno a uno.

En esta etapa, las señales adquiridas por los electrodos son además amplificadas, filtradas y digitalizadas, siendo típicamente la frecuencia de muestreo entre 100 y 200 Hz. Aunque no viene reflejado en el modelo propuesto, es importante resaltar que además de las señales electroencefalográficas, pueden adquirirse otras señales fisiológicas tales como el EMG y el EOG para la detección de artefactos, o el ECG y el GSR como medidas objetivas sobre el estado del sujeto.

2.3.1.2 Procesado de la señal: Extracción de características

En esta etapa se pretenden extraer ciertas características de las señales EEG que faciliten luego su clasificación. La actividad electroencefalográfica puede ser analizada en el dominio del tiempo como variación de voltaje con respecto al tiempo (potenciales relacionados con eventos) , o en el dominio de la frecuencia como variación de voltaje o de potencia con respecto a la frecuencia (ritmos cerebrales).

En el dominio del tiempo, el método de análisis consiste en observar los cambios de potencial que se producen en ciertas características temporales de las señales EEG con respecto a un determinado evento, siendo éste el procedimiento seguido por los sistemas BCI basados en ERP. Los sistemas BCI basados en analizar la actividad EEG en el dominio de la frecuencia tratan de observar los cambios de amplitud de la señal EEG que se producen en unas determinadas bandas de frecuencia en función de la actividad mental del sujeto.

Existen diferentes métodos para analizar las oscilaciones de las señales EEG. La forma más sencilla consiste en calcular, a intervalos de tiempos fijos, la potencia de la señal dentro de una banda de interés. Este método tiene la ventaja de tener una carga computacional muy baja, sin embargo, tiene el gran inconveniente de tener que seleccionar adecuadamente las bandas de frecuencia reactivas, es decir, las que reflejan los cambios en la actividad EEG para los diferentes estados mentales.

Seleccionar la banda o las bandas de frecuencia reactivas no es una tarea sencilla puesto que pueden variar para cada sujeto e incluso para un mismo sujeto dependiendo del momento del registro. Para evitar este problema, otra opción es estimar todo el espectro de potencia a través de diferentes algoritmos.

Unos de los métodos más usados para obtener la potencia del espectro de una señal son los métodos no paramétricos basados en la FFT (*Fast Fourier Transform*). Estos métodos requieren tamaños de ventana suficientemente grandes para obtener cierta resolución espectral, sin embargo, esto presenta un gran problema en el análisis de las señales EEG que son consideradas como señales no estacionarias, aunque sí pueden considerarse localmente estacionarias en pequeños intervalos de tiempo [Pard96]. Esta última particularidad obliga a estimar el espectro de potencia en ventanas muy pequeñas, incluyendo pocos ciclos de la señal a procesar, lo que justifica que los métodos tradicionales para este fin, como la FFT, no resulten demasiado eficientes. Como alternativa, los métodos paramétricos de estimación espectral de potencia, y en especial los basados en modelos autorregresivos o modelos AR (*Autoregressive*), sí permiten estimar el espectro de potencia en ventanas pequeñas [Kay81], [Pard96], por lo que suelen ser muy bien aceptados en el contexto de los BCIs.

2.3.1.3 Procesado de la señal: Clasificación

Si en la etapa anterior se trataba de obtener ciertos parámetros que caracterizaran las señales EEG procedentes del sujeto, en esta etapa se pretenden clasificar dichos parámetros entre diferentes patrones o clases. El éxito de la clasificación viene determinado por la apropiada elección de los parámetros que caracterizan la señal, por la efectividad de los propios algoritmos de clasificación y por supuesto, por la capacidad

del sujeto para producir o controlar dichas características. Si un sujeto no tiene control, los algoritmos de clasificación no podrán asociar parámetros a estados mentales deseados y el sistema BCI no funcionará.

En la actualidad los sistemas BCI pueden clasificar entre más de dos clases, sin embargo, cuanto mayor sea el número de éstas peores serán las prestaciones del sistema. Distinguir entre un número elevado de estados mentales implica el uso de algoritmos de clasificación especialmente robustos y un absoluto control por parte del sujeto para producir diferentes patrones EEG, lo que en la actualidad está lejos de conseguirse.

En los sistemas BCI, la elección del algoritmo de clasificación viene condicionada principalmente por el número de clases y por la posibilidad de adaptación al sujeto. Estos algoritmos pueden basarse en métodos lineales como la detección de umbrales o en métodos no lineales como las redes neuronales.

La posibilidad de que un algoritmo de clasificación pueda adaptarse a cada sujeto es un aspecto de vital importancia teniendo en cuenta la disparidad que puede existir entre diferentes patrones EEG para diferentes sujetos. Dicha adaptación puede dividirse en 3 niveles [Wolp02]:

1. Cuando un sujeto accede por primera vez a un sistema BCI, el algoritmo debe adaptarse a las características de las señales que genera el sujeto. Como ejemplo, si la característica de la señal es la amplitud del ritmo mu, el algoritmo debe ajustarse al rango de amplitud del ritmo mu del sujeto, o si la característica es la amplitud del potencial P300, el algoritmo deberá adaptarse a dicho margen de amplitud. Sólo si las prestaciones del sujeto son muy estables a lo largo del tiempo, este nivel de adaptación inicial es suficiente para garantizar una clasificación efectiva.
2. Desafortunadamente, las señales fisiológicas y entre ellas la EEG, suelen presentar grandes variaciones a lo largo del tiempo causadas por diversos factores como el nivel de atención, el cansancio, el estrés, obligando a realizar adaptaciones frecuentes para reducir estos impactos.
3. Un tercer nivel de adaptación consistiría en una continua adaptación del algoritmo al sujeto con el objetivo de ayudarlo a mantener la máxima correlación entre las características de sus señales y sus propias intenciones, minimizando el tiempo de respuesta. En definitiva, se trata de una adaptación al sujeto dependiendo de sus prestaciones a lo largo del entrenamiento.

Hasta el momento y ante la necesidad de realizar grandes avances sobre el estudio del comportamiento humano y de las señales psicofisiológicas ante diferentes estados mentales, los dos últimos niveles de adaptación quedan bastante lejos de abordarse on-line. Debido a ello, los esfuerzos se centran en llevar a cabo el primer nivel de adaptación, intentando establecer parámetros en los algoritmos de clasificación que consigan una adecuada adaptación inicial a las características de las señales EEG generadas por los sujetos [Wolp02].

En los casos más sencillos en los que se usa sólo una característica de una única señal EEG y se pretende clasificar entre dos patrones diferentes, la salida del algoritmo de clasificación puede ser una simple función lineal del valor de dicha característica.

Un ejemplo de esto puede ser un sencillo detector de umbrales, siendo la característica de la señal EEG la amplitud o la potencia del ritmo mu. Tras unas primeras sesiones de entrenamiento que permitirían evaluar la varianza de este ritmo para diferentes estados mentales, se deben establecer los umbrales apropiados que van a permitir determinar los valores de salida. En el caso de que dicha salida se refleje en el desplazamiento vertical de un cursor, los umbrales deben asegurar al sujeto que el desplazamiento hacia arriba sea igual de probable que el desplazamiento hacia abajo.

En cuanto aumentan el número de señales EEG, el número de parámetros que las caracterizan y/o el número de patrones a clasificar, se complica mucho el seleccionar umbrales de decisión, haciéndose necesario el uso de algoritmos más complejos que automaticen la clasificación. Estos algoritmos difieren mucho entre los diferentes sistemas BCI, pudiéndose distinguir dos tipos:

- Clasificadores lineales y en especial el análisis discriminante lineal o LDA (*Linear Discriminant Analysis*) [Bish95], utilizado frecuentemente para discriminar entre dos tareas mentales.
- Clasificadores no lineales como las redes neuronales, siendo su uso muy extendido sobre todo cuando el número de tareas mentales a clasificar sea superior a dos.

2.3.1.4 Control

La función de esta etapa es la de asignar una acción de control a cada una de las clases mencionadas en la etapa anterior. En la gran mayoría de sistemas BCI, esta etapa consiste en un monitor cuya salida puede ser la elección de un símbolo o letra, o la visualización del desplazamiento de un cursor hacia un determinado objetivo.

La etapa de control, además de pretender ser parte del producto final, es la que proporciona el feedback que necesita el sujeto para comprobar el progreso sobre el control de sus señales electroencefalográficas. Actualmente, los investigadores centran sus esfuerzos en el procesado de señal olvidándose, a veces, de la importancia que tiene trabajar en el diseño de interfaces de salida que puedan facilitar al sujeto mantener su concentración y mejorar la velocidad y el éxito en su control.

2.3.2 Manejo de un BCI

Existen muchos obstáculos que contribuyen a que una interfaz cerebro-computadora sea un sistema, a priori, poco útil [Vaug03], sin embargo, también es cierto que puede mejorar enormemente la calidad de vida de algunos de sus destinatarios – personas que no poseen posibilidad alguna de comunicación con el exterior – siendo esto uno de los objetivos más inmediatos y prioritarios de estas

interfaces [Wolp02]. Este impedimento puede complicar enormemente el manejo inicial de un sistema BCI, que indudablemente consta de una fase de aprendizaje o de entrenamiento y otra de control.

2.3.2.1 Protocolo de entrenamiento

El manejo de un BCI implica seguir un protocolo de entrenamiento que suele variar entre un BCI y otro. A pesar de esta diferencia y de la necesidad de imponer un protocolo estándar [Wolp00a], todos estos sistemas suelen hacer uso de algún tipo de feedback para facilitar el aprendizaje de los sujetos y suelen respetar una misma configuración. En efecto, un protocolo consiste en someter a los sujetos a una serie de sesiones de entrenamiento en las que deben llevar a cabo, repetidas veces, unas determinadas tareas mentales. Debido a que el uso de un BCI implica un gran esfuerzo de concentración, la duración de estas sesiones no suele prolongarse más de una hora incluyendo el tiempo de colocación de los electrodos, distribuyéndose a razón de 2 o 3 sesiones por semana.

Cada sesión de entrenamiento se divide en una serie de experimentos de unos 10 minutos de duración en los que el sujeto debe llevar a cabo una serie de pruebas de varios segundos, y en las que como ya se ha comentado, éste deberá realizar unas determinadas tareas mentales con el fin de aprender a controlar sus señales EEG. En todo protocolo, se debe dejar un espacio de tiempo entre prueba y prueba y entre diferentes experimentos de manera que el sujeto pueda recuperarse del esfuerzo mental realizado.

2.3.2.1.1 Feedback en BCI

El feedback está teniendo una importancia vital en el desarrollo de técnicas de entrenamiento aplicadas a los sistemas BCI para facilitar el proceso de aprendizaje y mejorar las prestaciones del sujeto en el autocontrol de sus señales EEG. El objetivo que se persigue es que el sujeto aprenda a modificar sus señales EEG entre varias condiciones (en el caso más general entre 2 o más estados mentales) y para ello, el tipo de feedback proporcionado debe estar estrechamente relacionado con el entrenamiento a seguir.

La gran mayoría de los sistemas BCI proporcionan algún tipo de feedback a sus usuarios, que por lo general variará dependiendo del tipo de señal extraída de la actividad cerebral.

En aquellas interfaces basadas en los potenciales evocados (EPs), el feedback suele consistir en presentar al sujeto una pantalla con una serie de símbolos distribuidos en forma de array, cuyas filas o columnas van produciendo destellos luminosos cada cierto tiempo. Aunque es cierto que esta configuración de salida proporciona al sujeto información sobre la correcta o no correcta realización de su propósito, muchos autores no la consideran como un feedback propiamente dicho en el contexto de los BCIs. El motivo de ello es que en las interfaces basadas en los potenciales evocados, la presentación de este tipo de “feedback” es necesaria para el correcto funcionamiento del sistema, pues el “feedback” es el encargado de proporcionar el estímulo necesario para

evocar los potenciales y no únicamente para proporcionar realimentación hacia el sujeto.

En las interfaces basadas en los potenciales lentos (SCPs), y en especial, en las basadas en las componentes frecuenciales, la forma de feedback más popular es la del control de un cursor en una pantalla.

En este tipo de feedback, durante un intervalo de tiempo de varios segundos, el sujeto trata de dirigir un cursor hacia un determinado objetivo. La prueba empieza con la aparición del cursor en el centro de la pantalla y una indicación de hacia donde debe desplazarse, momento en que el sujeto debe controlar sus señales EEG para intentar dirigir el cursor en la dirección correcta.

El control de un cursor es un tipo de feedback muy utilizado cuando se trata de discriminar entre dos tareas mentales, y las razones de su frecuente uso pueden deberse a su fácil implementación y objetividad [Kost00], ventajas que sin lugar a duda han despreocupado bastante el uso y el diseño de otras configuraciones que puedan resultar más efectivas para el entrenamiento de los sujetos.

Independientemente del tipo de feedback que se use, la manera de cómo se presente al sujeto permite hacer otra clasificación:

- Feedback discreto (*delayed feedback*). Al final de cada prueba se le proporciona al sujeto información indicándole si su respuesta ha sido correcta o no correcta. En algunos casos esa respuesta es gradual, indicando mediante algún símbolo, cómo de bien el clasificador ha podido distinguir las diferentes clases. El intervalo de tiempo escogido para calcular el feedback puede ser un instante concreto o un periodo de tiempo dentro del cual el sujeto está realizando la tarea mental.
- Feedback continuo (*continuous feedback*). Al sujeto se le está informando continuamente sobre el estado de su respuesta.

2.3.2.1.2 Definición de parámetros

Si bien ya se han nombrado algunos parámetros que influyen en el protocolo de entrenamiento, existen otros que son de gran interés mencionar. Por lo general, dependiendo de la influencia que tengan los diferentes parámetros sobre el protocolo de entrenamiento, se puede llegar a hacer la siguiente clasificación (reflejada en la figura 2-9):

- Configuración de las sesiones de entrenamiento: Un protocolo de entrenamiento se define por el número, frecuencia y tipo de sesiones de entrenamiento a las que debe someterse un sujeto. En cuanto al tipo de sesiones, hay que distinguir entre sesiones con y sin feedback. En las sesiones con feedback, al sujeto se le va a indicar mediante algún tipo de feedback el resultado de la tarea mental llevada a cabo. En las sesiones sin feedback, dicha información es suprimida.

Capítulo 2

- Configuración de una sesión de entrenamiento: Es necesario conocer el número de experimentos que formarán cada una de las sesiones así como el periodo de descanso entre diferentes experimentos. Dentro de un experimento, es necesario determinar el número de pruebas que lo formarán y el descanso entre prueba y prueba.
- Configuración de una prueba: Por lo general, la duración de una prueba puede dividirse en tres periodos diferentes. Inicialmente la prueba comienza con lo que se conoce como periodo de reposo, en el que como su nombre indica, el sujeto debe procurar estar en reposo absoluto (tanto físico como mental). El segundo periodo comienza con la indicación mediante algún símbolo o sonido, del tipo de tarea mental que deberá llevar a cabo el sujeto. A esta indicación se le suele conocer como “objetivo”. Finalmente, durante el tercer periodo, el sujeto debe llevar a cabo la tarea mental indicada. En el caso de las sesiones con feedback, éste se obtiene como consecuencia del resultado de la clasificación de la tarea mental durante algún intervalo de tiempo dentro de dicho periodo. En muchos casos, el inicio del tercer periodo comienza con la presentación del feedback y en otros, con la supresión de la indicación de la tarea mental a realizar, es decir, del “objetivo”.
- Configuración del feedback: Además de que el feedback pueda ser discreto o continuo, la forma de presentación de éste puede tener grandes consecuencias en la efectividad del aprendizaje del sujeto. Si bien es cierto que típicamente el feedback suele consistir en el control de un cursor, en este sentido existe todo un campo abierto por investigar.

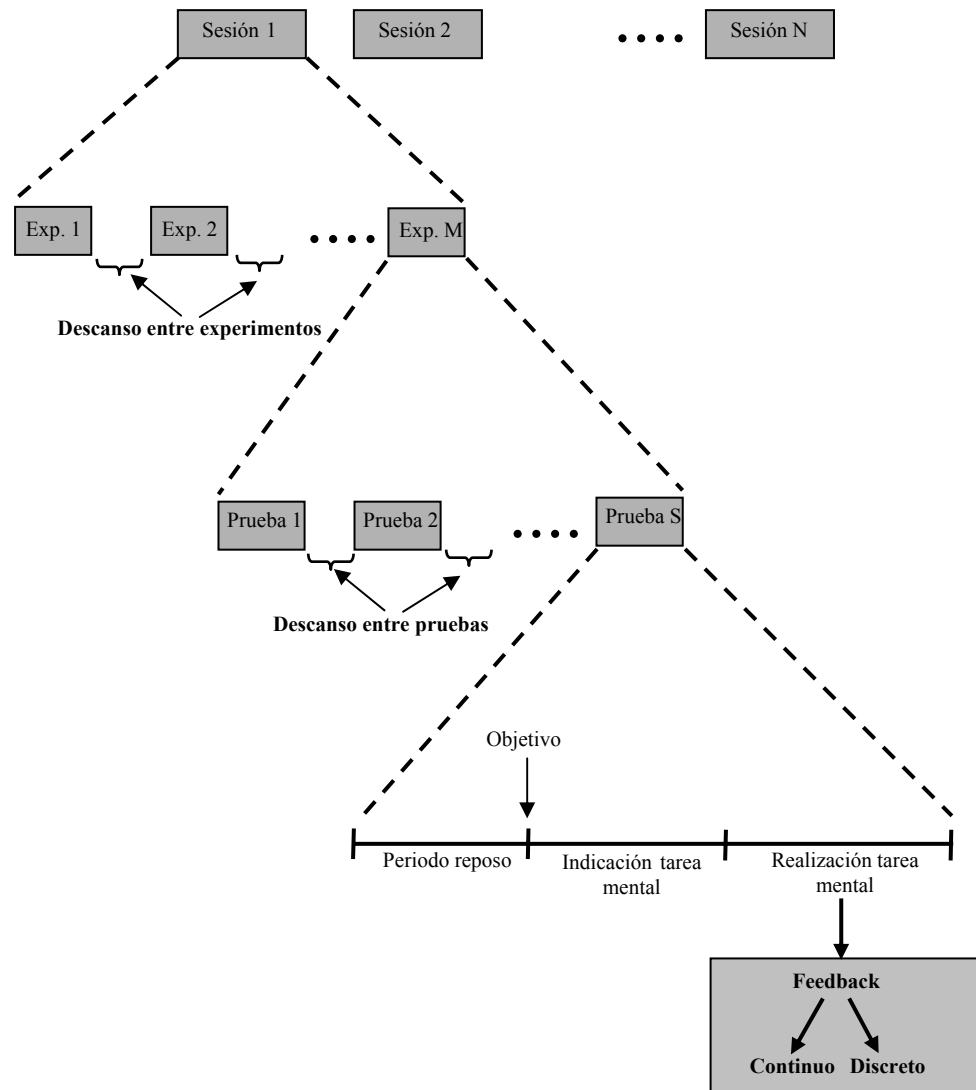


Figura 2-9: Configuración de un protocolo de entrenamiento.

2.3.2.2 Control

El progreso de los sistemas BCI depende en gran medida del desarrollo y mejora de técnicas de entrenamiento que aseguren en un tiempo razonablemente corto un manejo fiable de éstos, por lo que la fase de control aún está muy lejos de abordarse.

2.3.3 Medidas de las prestaciones de un sistema BCI

De los sistemas BCI se suelen evaluar sus prestaciones, entendiendo con esto evaluar una serie de parámetros objetivos que permiten obtener una determinada tasa de control por parte de los usuarios.

Un parámetro que se utiliza para medir las prestaciones de un sistema BCI es el mismo que el que se usa para medir las prestaciones de cualquier sistema de comunicación, es decir, la tasa binaria en bits/min, la cual depende de la velocidad y de la exactitud.

En sistemas BCI, el término velocidad está estrechamente relacionado con el tiempo necesario para lograr un determinado propósito, ya sea desplazar un cursor para alcanzar un determinado objetivo o realizar una determinada elección de entre varios símbolos. Este tiempo suele ser diferente para los distintos BCIs y suele estar relacionado con la duración de la prueba, por lo que a veces la tasa binaria se expresa en bits/prueba. En cuanto al término exactitud, algunos sistemas lo definen como el número de veces que han alcanzado su objetivo, dividido por el número total de veces que lo han intentado. Un problema que se plantea es que no todos los sistemas existentes tienen por finalidad alcanzar un objetivo final y en los que sí, la forma de hacerlo puede variar mucho. Una medida más adecuada es la tasa de éxito que proporciona el porcentaje de parámetros de entrada que un sistema BCI es capaz de clasificar correctamente, o la tasa de error, que vendría a representar el porcentaje de clasificaciones no correctas.

A decir verdad, aunque la tasa binaria en bits/min sería el parámetro ideal para comparar las prestaciones de los distintos BCIs, usualmente los parámetros empleados suelen variar entre los que se acaban de citar.

2.3.4 Clasificación de los sistemas BCI

Tal y como se sugiere en [Wolp02], existen dos clases de sistemas BCI: dependientes e independientes. Al igual que cualquier otro sistema BCI, un BCI dependiente hace uso de la actividad eléctrica del cerebro (principalmente las señales EEG) para transmitir información, sin embargo, depende de los periféricos de salida activados por los nervios y músculos para generar dicha actividad. Ejemplos de BCIs dependientes son aquellos basados en el potencial evocado visual (VEP), un potencial que se produce en la señal EEG como consecuencia de aplicar estímulos visuales que activan la corteza visual del cerebro. En todos estos sistemas, el uso de este potencial es para detectar la dirección de la mirada por lo que tienen el inconveniente de que sólo pueden usarse sobre sujetos con un buen control de la mirada. Por el contrario, los sistemas BCI independientes no necesitan de ningún periférico de salida para generar la actividad eléctrica, y ésta, es generada por la propia intención del sujeto. En este sentido, estos sistemas proporcionan al cerebro un nuevo camino de salida capaz de ser controlado por él mismo, siendo éste uno de los motivos por lo que los sistemas independientes muestran mucho más interés que los sistemas dependientes.

Otra clasificación de los sistemas BCI puede hacerse según el tipo de señal procedente de la actividad cerebral que procesan. Aquellos sistemas que usan como señal de entrada los potenciales evocados (EPs), son sistemas que se basan en los cambios de potencial de la señal EEG como consecuencia de la aparición de un determinado estímulo. El hecho de que estos sistemas necesiten de un estímulo externo para que sean operativos, los diferencia de los sistemas que hacen uso de los potenciales lentos (SCPs) y de las componentes frecuenciales de la señal EEG, los cuales pueden

ser controlados a voluntad por el propio sujeto. Esto es una gran diferencia entre los sistemas BCI hasta el punto de que han sido clasificados en dos categorías, tal y como se sugiere en [Wolp00a]: exógenos para los que usan potenciales evocados y endógenos para los que usan los otros dos tipos de señales.

Los BCIs exógenos tienen la ventaja de que no requieren prácticamente entrenamiento por parte del sujeto, sin embargo, tienen el inconveniente de que necesitan un determinado entorno que involucre a este último. Los BCIs endógenos, aunque sí necesitan que los sujetos lleven a cabo un extenso entrenamiento, son sistemas que se adaptan mejor a un modelo de control, puesto que es el propio sujeto entrenado el que ejerce el control sobre el propio entorno. Como ejemplo, un BCI endógeno debería permitir a un sujeto mover un cursor en cualquier dirección en un espacio de dos dimensiones, mientras que un BCI exógeno podría permitir a un sujeto realizar una elección entre diferentes símbolos presentados en una pantalla.

Los BCIs endógenos a su vez pueden dividirse en dos categorías dependiendo del origen que genera la actividad electroencefalográfica. Los primeros, se basan en la posibilidad de que se pueda discriminar entre diferentes patrones de la señal EEG generados por la ejecución de diferentes tareas mentales que activan distintas áreas de la corteza cerebral, y se les conocen como *BCIs basados en el reconocimiento de patrones*. Los segundos, se basan en la posibilidad de controlar y regular la amplitud de algunos ritmos o potenciales (en especial el SCP) de las señales EEG, y son conocidos como *BCIs basados en la autorregulación del EEG*. Ambas particularidades convierten a los BCIs endógenos en los sistemas más flexibles y con más posibilidades de cara a establecer un canal de comunicación entre el cerebro y cualquier sistema artificial.

Capítulo 3

Estado de la técnica

3.1 Introducción

En este capítulo se pretende hacer un repaso a la investigación llevada a cabo hasta la fecha sobre sistemas BCI. Se prestará especial atención a aquellos trabajos relacionados con las técnicas de entrenamiento y en particular, a aquellos que se centran en las técnicas de biofeedback con la finalidad de contribuir a la mejora del aprendizaje en el manejo de estos sistemas.

3.2 Comparativa en general

El desarrollo de una interfaz entre el cerebro humano y un sistema artificial, tal como una computadora, no es un propósito reciente [Wolp86], [Farw88], [Keir90], [Wolp91] sin embargo, el hecho de que estos sistemas puedan permitir una opción de comunicación y control a aquellas personas con grandes discapacidades en sus funciones motoras, ha contribuido a que en estos últimos 10 años haya crecido enormemente su interés, teniendo como consecuencia un aumento considerable del número de investigadores, de contribuciones científicas y de avances conseguidos.

Hasta la fecha, dichas contribuciones incluyen demostraciones o estudios particulares con el objeto de probar que el uso de las señales electroencefalográficas combinado con un determinado equipo y procesado, puede proporcionar un nuevo canal de comunicación y control. Si bien es cierto que estos estudios son necesarios, se plantea un gran problema a la hora de evaluar y comparar las prestaciones de cada uno de estos trabajos. La variabilidad en los protocolos de entrenamiento, en la capacidad de control de los sujetos, en el tipo de registro, en la extracción de características o en los algoritmos de clasificación, hace prácticamente imposible una comparación directa entre los diferentes sistemas BCI [Wolp00a]. Aunque este problema aún está lejos de resolverse, ya ha sido abordado por la comunidad científica proponiendo el desarrollo del sistema BCI-2000 [Scha04]. Dicho sistema pretende ser una plataforma única y flexible de interfaz cerebro-computadora que combine todas las características de los BCI existentes, permitiendo realizar estudios comparativos. En este sentido, dicho

sistema podría usar cualquier tipo de señal de entrada, método de procesado, dispositivo de salida y/o configuración de protocolo.

3.2.1 Tipos de BCI

Actualmente, los sistemas BCI determinan la intención de un sujeto a través de diferentes medidas de la señal, destacando los potenciales evocados (EPs), los potenciales lentos (SCPs) y los ritmos cerebrales o componentes frecuenciales.

BCIs basados en potenciales evocados.

Los sistemas BCI basados en los EPs hacen uso de los VEPs [Sutt92], [Midd00] o de los potenciales P300 [Farw88], [Donc00], [Bay100]. Al no requerir prácticamente entrenamiento, estos sistemas permiten alcanzar en pocas sesiones velocidades de hasta 28 bits/min y 12 bits/min respectivamente, sin embargo, al ser sistemas exógenos necesitan de un estímulo externo para ser operativos.

BCIs basados en potenciales lentos.

Existen algunos sistemas basados en el autocontrol de los SCPs. Dos de ellos se basan concretamente en el potencial RP y son los propuestos por Barreto [Barr96] y Pineda [Pine00], sin embargo, el que mejor aceptación tiene es el propuesto por Birmauder y su equipo [Birb04], al ser uno de los pocos probados sobre sujetos que sufren deficiencias en sus funciones motoras. Con dicho sistema, sujetos totalmente paralizados aprenden a controlar, tras varios meses de entrenamiento, la amplitud de su SCP [Küb198]. En los años 90 desarrollaron un sistema BCI basado en el autocontrol del SCP, llamado *Thought Translation Device* (TTD) [Birb00], siendo una de sus aplicaciones un programa de soporte al lenguaje (LSP: *Language Support Program*) que permitía seleccionar letras en un tiempo medio de 2 minutos. Dicho sistema ha sido probado tanto en sujetos sanos como en sujetos que sufren esclerosis lateral amiotrófica (ALS), alcanzando en promedio una tasa de éxito de entre el 65% y el 85% [Küb199]. En dicho estudio, se comprueba que el esfuerzo requerido y el tiempo necesario para controlar la amplitud del SCP es mucho mayor en los sujetos que sufren ALS, siéndoles necesario unas 100 sesiones de entrenamiento.

BCIs basados en componentes frecuenciales.

Los sistemas basados en las componentes frecuenciales se basan en el hecho de que diferentes ritmos cerebrales pueden ser producidos por diferentes áreas del cerebro y en función de la tarea mental que esté llevando a cabo el sujeto, siendo una de sus peculiaridades más importantes, el que puedan ser controlados tras un periodo de entrenamiento [Wolp91]. La gran mayoría de estos sistemas suelen hacer uso de los ritmos μ y β como señal de entrada (véase por ejemplo [Wolp00b], [Pfur00b], [Penn00], [Kost00], [Ron02]), debido a la estrecha relación que mantienen con las funciones motoras, lo que supone una ventaja a la hora de desarrollar estas interfaces.

De estos sistemas, el presentado por Wolpaw y su equipo [Wolp00b] es el único basado en la autorregulación del EEG y en el que los sujetos aprenden a obtener por ellos mismos, es decir, sin que se les indique la estrategia mental a llevar a cabo, un control gradual del ritmo μ y/o β . Con dicho sistema, los sujetos consiguen adquirir cierto control a lo largo de las primeras semanas de entrenamiento, llegando a alcanzar

tasas de más del 90% de éxito tras varios meses [Wolp91]. En [Wolp94] y [Shei03], éstos aprenden a controlar sus ritmos hasta el punto de controlar el desplazamiento de un cursor en dos dimensiones.

Los sistemas basados en el reconocimiento de patrones de la señal EEG hacen uso de ciertas actividades cuyas características EEG son más o menos predecibles, reduciendo de esta manera el periodo de entrenamiento necesario. Los primeros prototipos tenían la finalidad de predecir los movimientos de la mano derecha o izquierda cuando un sujeto llevaba a cabo dichos movimientos [Kalc93] o sencillamente tenía intención de realizarlos [Pfur93]. Más adelante, varios estudios presentaron diferentes versiones capaces de discriminar entre distintas tareas mentales [Pfur97b], [Pola97], [Penn98], [Mill98].

Estos últimos sistemas son los que más interés han provocado en los investigadores, apareciendo numerosas publicaciones que pretenden contribuir en mayor o menor medida en su desarrollo y mejora.

Tabla comparativa.

Si bien es cierto que una comparación directa entre diferentes sistemas es actualmente complicada, en la tabla 3-1 se ha procurado resumir de manera muy general algunas características de los distintos tipos de BCIs. Dicha tabla no pretende más que ofrecer una idea sobre las prestaciones de estos sistemas y los datos que se indican corresponden a valores procedentes de estudios relevantes.

Sistema (basado en)	Periodo de entrenamiento	Nº de objetivos posibles	Porcentajes de éxito	Tipo de feedback
Detección del VEP	10-60 minutos (sujetos sanos y pacientes)	64	90%	NO
Autorregulación del VEP	6 horas (sujetos sanos)	2	80%	Continuo (barra)
Detección del P300	1-2 sesiones (sujetos sanos y pacientes)	36	95%	NO
Autorregulación del SCP	Semanas (sujetos sanos) Meses (pacientes)	2	65%-85%	Continuo (cursor)
Autorregulación de los ritmos cerebrales	10-15 sesiones (sujetos sanos y pacientes)	2 (hasta 4)	80%	Continuo (cursor)
Reconocimiento de patrones de los ritmos cerebrales	6-7 sesiones (sujetos sanos) Meses (pacientes)	2 (hasta 5)	90%	Discreto Continuo (cursor-barra)

Tabla 3-1: Principales características de los diferentes sistemas BCI.

3.2.2 Diversas aportaciones en BCI

En la actualidad, los diferentes estudios realizados en el campo de los sistemas BCI han aportado interesantes resultados en aspectos relacionados con la adquisición, el procesado y con el uso de diferentes estados mentales.

Adquisición.

Dependiendo de la aplicación concreta y del objetivo final que busca el investigador, el número de canales EEG a registrar puede variar bastante. El uso de un gran número de canales permite obtener una mejor resolución espectral y temporal de las señales EEG. Suele estar destinado a ciertos ensayos enfocados al diseño BCI, como estudiar las áreas de la corteza cerebral afectadas por determinados estados mentales [McFa97], [Pete98], sin embargo, no siempre tienen que mejorar los resultados de clasificación [Ramo00]. Un excesivo número de canales EEG supone una mayor carga computacional que ralentiza el tiempo de respuesta del sistema e incrementa el tiempo de colocación de los electrodos así como las molestias para el usuario [Guge00]. Por lo general, en aplicaciones finales se pretende disminuir al máximo el número de señales, siendo típicamente no más de tres (véase por ejemplo [Wolp91], [Kalc93], [McFa93], [Penn99a]).

Extracción de características.

Hasta la fecha, se han utilizado numerosos algoritmos para extraer las características de las señales EEG, sobre todo cuando se trata de analizar los diferentes ritmos. Una opción que supone poca carga computacional es calcular la potencia de la señal dentro de una banda de interés. Algunos trabajos que hacen uso de esta característica de la señal EEG pueden encontrarse en [Pfur97b], [Guge03] y [Ron04a]. En [Preg96] se propone un algoritmo llamado *Distinction Sensitive Learning Vector Quantization* (DSL VQ), detallado en [Preg94], que permite optimizar la selección de la banda de interés, siendo también utilizado para mejorar la posición de los electrodos [Preg95].

Otra alternativa utilizada por un gran número de investigadores es estimar todo el espectro de potencia. Algunos trabajos hacen uso de la FFT con resultados satisfactorios [Mill00], [Wolp91], [Pola97], sin embargo, los investigadores suelen optar por los modelos autorregresivos [Ande95], [Penn00], [Kost00], [Ron02]. Debido a que éstos exigen un mayor esfuerzo computacional, algunos sistemas hacen uso de un modelo autorregresivo adaptativo o modelo AAR (*Adaptive Autoregressive*) [Schl97b], [Schl97c], [Pfur98], que no es más que una variante de los modelos autorregresivos con la diferencia de que los parámetros AR son adaptativos, minimizando el tiempo de cómputo necesario para obtenerlos (una descripción detallada de dicho algoritmo puede encontrarse en [Schl97a]).

Si bien no están demasiado extendidos, en la literatura se encuentran algunos trabajos que utilizan otros métodos para obtener características de las señales EEG. Entre estos métodos se pueden citar las transformadas de ondículas (*wavelets*) [Bost03], y en el caso de múltiples canales EEG, el análisis de componentes independientes (*Principal Component Analysis – PCA*) [Lugg98] y el algoritmo ICA (*Independent Component Analysis*) [Delo03], siendo una de sus principales aplicaciones la detección de artefactos en las señales electroencefalográficas [Jung98].

Algoritmos de clasificación.

La variedad de algoritmos de clasificación empleados por los diferentes BCIs es muy amplia. Algunos sistemas hacen uso de simples detectores de umbrales [Farw88], [Wolp91], [McFa93], [Ron02], siendo esto viable cuando el número de parámetros de entrada y de clases de salida son muy reducidos. Por lo general, los investigadores

suelen optar por algoritmos más complejos que se adapten a las necesidades de sus sistemas, ya sean clasificadores lineales [Penn99b], [Guge03], [Ron04a] o no lineales como las redes neuronales [Flot92], [Kalc92], [Ande95], [Kost00], [Hase00].

En [Müll03] se debate sobre las ventajas e inconvenientes de usar métodos de clasificación lineales y no lineales en el ámbito de los sistemas BCI, concluyendo que la simplicidad de un algoritmo es por lo general lo preferido, recomendando por lo tanto el uso de clasificadores lineales. El uso de estos últimos parece idóneo cuando los datos disponibles son limitados y además, se posee cierto conocimiento sobre el comportamiento del dato con la fuente que produce la señal. En caso contrario es preferible el uso de clasificadores no lineales.

En [Garr03] se presenta un estudio cuyos resultados muestran que en cuanto aumenta el número de tareas mentales a clasificar, las redes neuronales suelen dar mejores resultados, habiéndose utilizado en numerosas ocasiones para este fin (véanse por ejemplo [Keir90], [Ande96] o [Mill98]). Este trabajo sugiere además los algoritmos genéticos como una buena opción para poder mejorar los resultados de clasificación.

Estados mentales.

Independientemente de los algoritmos de extracción de características y de clasificación que se usen, las prestaciones de los sistemas BCI varían mucho entre los distintos prototipos existentes, pudiendo depender de los propios sujetos y de una multitud de parámetros relacionados con el protocolo de entrenamiento, siendo uno de ellos, los diferentes estados mentales a discriminar.

Existen algunos sistemas que clasifican entre 3 [Kalc96], [Mill98] y 5 tareas mentales diferentes [Ande96], [Ober01], sin embargo¹, la gran mayoría de los BCIs existentes clasifican entre 2 estados mentales.

El estudio realizado en [Ober01] demuestra que un incremento del número de tareas mentales viene acompañado de un empeoramiento en los porcentajes de éxito y también de la tasa binaria. De los 3 sujetos que participaron en el experimento, todos ellos obtuvieron los mejores porcentajes de éxito al discriminar entre 2 clases (entre 86% y 96%) y los peores, cuando el número de clases se elevó a 5 (entre 45% y 67%).

Hasta la fecha, son muy pocas las investigaciones que se han llevado a cabo sobre las diferentes tareas mentales que pueden resultar más eficientes para el manejo y control de un sistema BCI [Curr03]. Existen algunos sistemas cuyos protocolos de entrenamiento dejan al sujeto la opción de buscar alguna estrategia mental para controlar sus señales EEG [Wolp91], [Pola97], [Birb00], sin embargo, son más numerosos aquellos que piden al sujeto realizar determinadas tareas mentales cuyas características EEG pueden ser, en mayor o menor medida, diferenciadas.

Unas de estas tareas mentales son las imágenes motoras, cuyos cambios en las señales EEG son relativamente fáciles de detectar, por lo que muchos protocolos de entrenamiento consisten en pedir al sujeto que imaginen diferentes acciones motoras. De entre estas acciones, algunos sistemas discriminan entre imaginación de movimientos de la mano derecha frente a imaginación de movimientos de la mano

¹ Conviene matizar que el estudio realizado en [Ande96] es un estudio off-line, mientras que el resto de las referencias corresponden a sistemas BCI que clasifican en tiempo real.

izquierda [Pfur97b], [Pfur98], [Preg99], [Neup99a], [Guge01], [Ron04a] y entre imaginación de movimientos de la mano derecha frente a imaginación de movimientos de los pies [Guge03]. Otros sistemas clasifican entre una imagen motora y otro estado mental diferente como puede ser realizar una operación aritmética [Ande95], [Penn99a], o estar en reposo mental (no pensar en nada concreto) [Penn00], [Ron02], [Neup03].

3.2.3 Aplicaciones en BCI

En la actualidad, los sistemas BCI alcanzan tasas binarias comprendidas entre 10 y 25 bits/min [Wolp04], pudiendo alcanzar el 100% de éxito en la clasificación [Pfur01]. Éstos permiten realizar aplicaciones como proporcionar control sobre dispositivos básicos (ej. control de temperatura, luz, televisión, etc.), responder si/no a preguntas [Mine98], formar palabras a velocidad reducida [Kübl99], [Ober03] e incluso, controlar sencillas prótesis ortopédicas [Guge99], [Pfur00a], tareas nada despreciables considerando que la principal aplicación de estos sistemas es la de dotar de un mínimo canal de comunicación y control para individuos con importantes discapacidades en sus funciones motoras.

3.3 Entrenamiento en BCI

La base de los sistemas BCI está en la capacidad que tienen los sujetos para controlar ciertas características de la actividad EEG, siendo necesario para ello un adecuado entrenamiento. En la actualidad, la gran mayoría de los grupos de investigación centran sus esfuerzos en el procesado de la señal y en la clasificación de patrones EEG. Sin embargo, todos coinciden en la importancia de investigar sobre el desarrollo de técnicas de entrenamiento basadas en técnicas de biofeedback que ayuden a los sujetos a ganar y a mantener el control de sus señales (véase por ejemplo [Wolp00a], [Wolp02], [Vaug03] o [Guge03]). Por otro lado, hay que tener en cuenta que si a la dificultad de controlar las señales EEG, se le acompaña de un entrenamiento no adecuado, el resultado sería muy probablemente la frustración y el abandono por parte de muchos de los sujetos.

Si el entrenamiento de estos sistemas aún está en una etapa bastante preliminar, la fase de control prácticamente no se ha considerado. A pesar de ello, existen algunos trabajos que tratan de estudiar el efecto, a corto plazo, de la supresión del feedback a personas entrenadas [McFa98], [Kais01]. En el primero de ellos, los resultados obtenidos variaban dependiendo de los sujetos y en el segundo, los dos sujetos bajo prueba mostraron mantener el control aún sin proporcionarles feedback. Ambos estudios sugerían la necesidad de seguir investigando en este campo.

Hasta la fecha, son pocas las contribuciones científicas que abordan aspectos relacionados con el entrenamiento y muchas de ellas, basan sus conclusiones considerando como único parámetro los porcentajes de éxito y de fracaso en la clasificación de los estados mentales, sin tener en cuenta los efectos que se puedan producir sobre los sujetos. Sólo muy recientemente, aparecen algunas publicaciones que

insisten en considerar otros factores para hacer más efectivo el entrenamiento de los sujetos.

En [Curr03] se indica que algunos factores tales como la concentración, frustración, cansancio, distracción, motivación y otros pensamientos, pueden afectar a la capacidad de los sujetos para ganar y mantener un control voluntario sobre sus señales EEG. En [Bart99] se realiza un estudio que prueba que el estado emocional de las personas puede influir en las tareas cognitivas y en la actividad electroencefalográfica. En [Hint04] se insiste en la necesidad de tener en cuenta factores psicofisiológicos para garantizar el éxito de un BCI. Dicha conclusión surge tras observar que en los 11 pacientes que entrenaron durante los últimos 6 años para que aprendieran a regular la amplitud de su potencial SCP, el entrenamiento se vio afectado por factores sociales y familiares, destacando la motivación del paciente como un aspecto vital para mejorar en el aprendizaje. El resultado de dicho estudio puede encontrarse en [Neum03].

Estos estudios sugieren que todos estos efectos deberían ser tenidos en cuenta a la hora de establecer un adecuado protocolo de entrenamiento que a su vez, puede depender de una infinidad de parámetros. Algunos de éstos están relacionados con el paradigma de entrenamiento: i) duración, repetitividad y descanso entre prueba y prueba, ii) duración de la actividad mental, iii) duración de las sesiones. Otros, con una correcta elección de las tareas mentales a llevar a cabo. Y otros muy importantes, relacionados con la presentación y el tipo de feedback proporcionado: i) sesiones con o sin feedback, ii) feedback continuo o discreto, iii) tipo de feedback.

En la validación de los sistemas BCI, la mayoría de las veces los protocolos de entrenamiento se imponen sin criterio y sin considerar las repercusiones que puedan tener sobre los sujetos. Si se quiere asegurar cierto éxito en el manejo de estos sistemas, en muchos casos los protocolos deben adaptarse a los sujetos. Un ejemplo que confirma esto último puede encontrarse en [Neup03], sin embargo, es un caso bastante excepcional. En dicho estudio, un paciente totalmente paralizado es entrenado para manejar un determinado sistema BCI. Tras someterle a unas sesiones previas en las que debía llevar a cabo diferentes tareas mentales, un análisis off-line de las señales permitió comprobar que las tareas mentales que mejor discriminaba eran imaginación de movimientos de la mano derecha y estado de reposo. En las sucesivas sesiones de entrenamiento se combinaron sesiones con feedback continuo y sesiones con feedback discreto, sin embargo, muy pronto se descartó el de tipo continuo tras comprobar que tenía un efecto negativo en el sujeto, y muy especialmente, durante el estado de relajación.

3.3.1 Elección de las tareas mentales

Si bien es cierto que las imágenes motoras parecen una buena opción y son utilizadas por numerosos grupos de investigación, algunos estudios recientes tratan de comprobar si otras tareas mentales pueden ser más eficaces a la hora de manejar un sistema BCI [Curr03a]. Uno de los motivos que justifica dicho estudio, es el hecho de que determinadas actividades mentales pueden ser inapropiadas para determinados grupos de sujetos, como por ejemplo las imágenes motoras, que pueden ser difíciles de llevar a cabo para sujetos que sufran algún tipo de parálisis. Los resultados presentados

en este trabajo indican que, tareas mentales que resulten más familiares a los sujetos, tales como imaginar que navegan por un entorno conocido o pensar en una canción agradable, son más fáciles de llevar a cabo y de discriminar en comparación con las imágenes motoras. La conclusión a la que llega finalmente es, que las tareas óptimas deben ser evaluadas para cada sujeto, opinión que también comparte Obermaier [Ober01] y que ya empieza a tenerse en cuenta en algunos trabajos [Neup03]. Conviene destacar que tanto en [Curr03a] como en [Ober01], las pruebas se llevaron a cabo sin feedback, y aunque en [Curr03a] se tuvo algo en cuenta la opinión de los sujetos, los resultados se basaron básicamente en los porcentajes de clasificación.

3.3.2 Efectos del feedback

En el entrenamiento de los BCIs resulta imprescindible proporcionar algún tipo de feedback que permita al sujeto conocer su evolución [McFa98], [Wolp00a], aunque no queda muy claro que éste sea necesario o deseable en todas las fases que conlleva el aprendizaje del manejo de estos sistemas [McFa98].

En la literatura se encuentran algunos trabajos que tratan de estudiar los efectos del feedback en el autocontrol de las señales EEG. A continuación se citan algunos de ellos.

En [Salm84] se estudia cómo la efectividad del feedback depende de aspectos como el paradigma de entrenamiento, el tipo de presentación y el tiempo de respuesta de éste, sugiriendo que un exceso de guía puede a veces degradar el aprendizaje. El estudio concluye que el feedback continuo es más beneficioso y éste debe proporcionarse tan rápido como sea posible.

En [Cinc84] se realiza un estudio en el que unos sujetos son entrenados para detectar la presencia de la actividad sensomotora en la banda 12-15 Hz. En dicho estudio se concluye de nuevo que el feedback continuo es más efectivo que un feedback discreto, proporcionando a los sujetos información de una correcta discriminación.

En el contexto de los BCIs no son muchos los esfuerzos realizados en estudiar los efectos que pueda tener un feedback continuo/discreto con el fin de mejorar las prestaciones de estos sistemas². Aunque sí existen algunos estudios que han permitido sacar ciertas conclusiones, éstos suelen basarse en menos parámetros de los que debieran, por lo que los resultados no están del todo fundamentados, pudiendo aparecer opiniones contradictorias. Entre estos trabajos, caben destacar los siguientes.

En el estudio realizado en [Pfur98], 4 sujetos fueron entrenados a lo largo de 10-14 sesiones para que discriminaran entre dos imágenes motoras. El feedback que se les proporcionaba era de tipo discreto y consistía en la aparición de un símbolo '+' o '-' de tamaño variable, dependiendo de lo bien o de lo mal que el clasificador hubiera podido reconocer las tareas mentales, y un 'o' en caso de imposibilitar la clasificación. Los

² Conviene indicar que los primeros prototipos desarrollados no contaban con ordenadores lo suficientemente potentes como para poder soportar la carga computacional que exigían estos sistemas y dar una respuesta en tiempo real, lo que contribuyó a que el uso de un feedback continuo no fuera un planteamiento esencial.

resultados mostraron que durante el tiempo en el que los sujetos debían llevar a cabo su actividad mental (4 segundos), sólo durante un periodo próximo a un segundo la discriminación resultaba ser óptima, empeorando una vez proporcionado el feedback. Según el estudio, la causa de dicho efecto se debía posiblemente al desinterés por parte de los sujetos en mantener la actividad mental, por lo que se concluyó que un feedback continuo podría mejorar la autorregulación de los patrones EEG. Por otro lado, se observó que durante las sucesivas sesiones con feedback, los resultados en la clasificación no parecían mejorar, sugiriendo la necesidad de actualizar los parámetros del clasificador cada 3 o 4 sesiones.

En [Neup99a], 4 sujetos participaron a lo largo de 5-10 sesiones en un experimento similar al realizado en [Pfur98], con la diferencia de que el tipo de feedback que se proporcionaba era continuo. Éste consistía en una barra horizontal que se extendía en mayor o menor medida hacia la derecha o izquierda, dependiendo del resultado de la clasificación. En este trabajo, justifican el beneficio del feedback continuo tras observar una clara mejoría en los porcentajes de éxito a medida que avanzaban las sesiones, cosa que no ocurría al proporcionar feedback discreto [Pfur97b], [Pfur98]. Si bien es cierto que los resultados son bastante significativos, hay que resaltar que todos los sujetos que participaron en los experimentos ya tenían experiencia previa en BCI, lo que no permite hacer una comparación directa con trabajos anteriores.

En posteriores estudios [Guge00], [Guge01], no sólo se confirma la necesidad de actualizar los parámetros del clasificador cada cierto número de sesiones, sino además cómo el feedback continuo resulta ser más efectivo que uno discreto, ayudando a los sujetos a controlar sus señales EEG a lo largo de todo el tiempo que dura la actividad mental. De nuevo, en estos trabajos la mayoría de los sujetos ya tenían experiencia previa en BCI.

En [McFa98], 10 sujetos fueron sometidos a diferentes sesiones de entrenamiento: sesiones con feedback continuo, sesiones con feedback discreto y sesiones sin feedback. Basándose exclusivamente en los porcentajes de clasificación obtenidos, concluyen que un feedback continuo visual puede resultar tanto beneficioso como perjudicial para el control de las señales EEG, y que sus efectos pueden variar dependiendo del sujeto.

A pesar de todas estas contribuciones científicas, existen muchos factores provocados por el feedback que pueden influir en el aprendizaje y que deberían ser tenidos en cuenta a la hora de someter a un sujeto a un determinado experimento. Si bien es cierto que el feedback puede ser beneficioso, aparecen otras cuestiones que sugieren que éste también puede ser origen de problemas.

Un feedback continuo originado por el movimiento de un cursor o la extensión de una barra puede proporcionar motivación continua y facilitar mantener la concentración en la tarea mental, sin embargo, el continuo movimiento puede llegar a distraer, impidiendo la concentración en la tarea mental a llevar a cabo (véase [Neup03]). Esta atención al movimiento del cursor puede impedir estados de relajación, muy importantes para la actividad del ritmo mu. Por otro lado, un desplazamiento en sentido contrario podría llegar a provocar cierta frustración.

Otro problema es, sin lugar a duda, el tipo de feedback que se suele emplear. Si bien es cierto que el feedback puede mejorar los resultados de clasificación, también es cierto que en algunos casos su efecto podría resultar frustrante e incluso causar cierto aburrimiento, produciendo la desmotivación del sujeto en su proceso de entrenamiento, siendo esto imprescindible para garantizar el éxito de un entrenamiento, tal y como se sugiere en [Hint04].

Tradicionalmente, el feedback suele basarse en simples representaciones tales como el desplazamiento de un cursor o la extensión de una barra, y dada la duración del entrenamiento en sistemas BCI, este tipo de feedback puede terminar siendo cansino. Tal y como se sugiere en [Pine03], para hacer el aprendizaje más efectivo y reducir el tiempo necesario para este fin, es importante mantener un cierto nivel de atención por parte del sujeto, proporcionándole un feedback que le mantenga motivado en su tarea de controlar sus señales EEG. Para ello, propone el uso de entornos tridimensionales.

Por otro lado, Moore [Moor03] propone de cara a la aplicación de las interfaces cerebro-computadora al mundo real, el uso de la realidad virtual como alternativa para experimentar en un entorno seguro, como por ejemplo el manejo de una silla de ruedas.

3.4 BCI y realidad virtual

La idea de usar técnicas basadas en realidad virtual aplicadas a sistemas BCI no es del todo reciente [Alla99], y ya existen algunos estudios que han demostrado que estos sistemas pueden ser usados en un entorno virtual para controlar ciertos eventos.

Nelson fue uno de los primeros en hacer uso de esta tecnología [Nels97]. Estaba interesado en los sistemas BCI como una alternativa para proporcionar a los pilotos de avión una opción de control adicional. Para ello, hacía uso de una interfaz comercial conocida como Cyberlink™ [Brai], que combinaba señales EEG y señales electromiográficas (EMG) como entradas de control. En su estudio, los participantes debían hacer uso de esta interfaz para controlar la trayectoria horizontal de un avión en un simulador de vuelo proyectado sobre una enorme pantalla semicircular (*dome display*).

Bayliss y Ballard detectan el P300 en un entorno virtual [Bayl00]. El trabajo desarrollado se basa en demostrar que cuando un sujeto se encuentra inmerso en un mundo virtual que simule una situación real, es posible la detección de potenciales cognitivos como el P300. Los sujetos, sentados en un prototipo de vehículo, eran instruidos para que circularan en una ciudad virtual y se detuvieran al encontrarse el semáforo en rojo, ignorándolo cuando éste se encontrara en ámbar o verde. El sistema intentaba detectar el P300 al producirse el evento esperado.

En posteriores investigaciones, Bayliss [Bayl03] sigue estudiando el uso del potencial P300 en entornos virtuales. En dicho estudio, a los sujetos se les pedía seleccionar determinados objetos que se encontraban en un apartamento virtual. Para ello, los sujetos debían estar concentrados en el objeto pedido y contar las veces que se le superponía una esfera, produciéndole un potencial P300 que sería detectado por el sistema. El experimento se llevó a cabo en un entorno inmersivo mediante el uso de

unos cascos HMD (*Head-Mounted Display*) y en uno no inmersivo siendo la salida del sistema un monitor. Los resultados no presentaron importantes diferencias entre ambos experimentos, sin embargo, la mayoría de los sujetos prefirieron realizar el experimento en el entorno inmersivo.

Pineda [Pine03] hace uso de un entorno tridimensional no inmersivo para facilitar el aprendizaje del control del ritmo mu. En dicho estudio proponía hacer uso de la potencia de este ritmo para controlar el desplazamiento horizontal de un “disparador” en un juego de ordenador tridimensional. Movimientos hacia la derecha e izquierda eran producidos al generar una potencia alta y baja del ritmo mu respectivamente. A los sujetos no se les facilitaba la estrategia mental que debían seguir para lograr dicho control. Los resultados muestran como desde las primeras sesiones, los 5 sujetos sometidos al experimento obtenían un buen control de los niveles bajos del ritmo mu, y como aprendían a incrementar los niveles altos a medida que transcurrían las sesiones. Pineda justifica dicho aprendizaje debido a la motivación que producía el escenario. Otro trabajo que hace uso de un juego 3D para producir un efecto más motivante se puede encontrar en [Lalo04], el cual describe un sistema BCI basado en el potencial SSVER (*Steady-State Visual Evoked Response*).

Recientemente, se han publicado varios trabajos que hacen uso de imágenes motoras para navegar por un entorno virtual [Leeb04a], [Leeb04b], [Frie04a], [Frie04b]. Estos trabajos se diferencian de los demás por hacer uso de la realidad virtual para implementar sistemas BCI que discriminen entre diferentes estados mentales, con lo que se adapta a la mayoría de los sistemas existentes. Todos ellos se basan en el paradigma de entrenamiento y el sistema BCI presentado en [Neup99a] (aunque pueden combinar diferentes algoritmos de procesado), basado en un feedback continuo y en forma de barra. La filosofía que persiguen es la de demostrar que es posible combinar un BCI con un tipo de feedback desarrollado a través de técnicas basadas en realidad virtual. La finalidad buscada es la de comprobar si dicho feedback puede ayudar a los sujetos a obtener mejores resultados en la clasificación, así como facilitar el aprendizaje reduciendo el esfuerzo requerido; sin embargo, los resultados presentados están lejos de justificar dicho objetivo.

En [Leeb04a] se presenta un sistema en el que los sujetos visualizan una habitación virtual a través de unos cascos HMD. Éstos fueron sometidos a unas determinadas pruebas en las que se les indicaba a través de unos tonos qué tarea mental debían llevar a cabo (imaginación de movimientos de la mano derecha o imaginación de movimientos de la mano izquierda). El resultado de la clasificación proporcionaba el feedback, que consistía en un giro de la habitación, más o menos grande, hacia la derecha o izquierda. El estudio se realizó sobre 3 sujetos que ya tenían mucha experiencia en BCI, por lo que los resultados obtenidos únicamente probaban que el sistema era viable. En el estudio no se evaluó el efecto que producía el feedback sobre los sujetos, sin embargo, sí se sugería que éste simulara un entorno lo más real posible.

En [Leeb04b] se realiza un experimento muy similar al anterior en el que los sujetos navegan por una ciudad virtual. En este sentido, el feedback consistía en avanzar hacia adelante cuando al sujeto se le pedía imaginar movimientos de los pies y detenerse, cuando al sujeto se le pedía imaginar movimientos de la mano derecha. Los resultados sólo demostraban la validez del sistema pero no justificaban que éste fuera

beneficioso para el entrenamiento, sobre todo teniendo en cuenta que la totalidad de los sujetos que participaron, de nuevo tenía experiencia en BCI.

En [Frie04a] se propone un sistema BCI similar a los anteriores pero haciendo uso de una CAVE (*Computer-Aided Virtual Environment*) como dispositivo de salida, el cual fue evaluado sobre 3 sujetos con el fin de estudiar el factor “presencia” [Frie04b]. Los sujetos utilizaron el sistema para navegar por dos mundos diferentes: rotar por un bar virtual y desplazarse en una dirección en una calle virtual. Todos los sujetos, que ya participaron en otros experimentos, destacaron los sistemas basados en realidad virtual por ser más motivantes. En el estudio se resalta la importancia de evaluar si una interfaz más natural puede mejorar el aprendizaje y las prestaciones de un BCI, siendo necesario considerar la experiencia vivida por los sujetos y no basarse exclusivamente en los porcentajes de clasificación.

3.5 Conclusiones

En este capítulo se han descrito, de manera general, los diferentes tipos de sistemas BCI existentes, comentando aquellos aspectos más relevantes que los diferencian.

Se ha podido comprobar que existen numerosas aportaciones relacionadas con el procesado de la señal y en especial con los algoritmos de clasificación. Aunque es importante seguir desarrollando algoritmos cada vez más robustos que puedan adaptarse a los cambios que sufre el comportamiento del cerebro humano y que proporcionen rapidez y éxito en la clasificación, todos los investigadores son conscientes de la necesidad de investigar en técnicas de entrenamiento y muy especialmente en técnicas de biofeedback.

Muchos de los trabajos existentes, incluso los relacionados con técnicas de entrenamiento, validan sus estudios con sujetos ya experimentados, sin embargo, la finalidad de estos sistemas no está en seleccionar un sujeto con buena capacidad para controlar sus señales EEG y entrenarlo con el fin de obtener buenos porcentajes en la clasificación. Dichos sistemas, por muy buenos que sean sus algoritmos de obtención de características y clasificación, no tendrán utilidad si no pueden ser usados por sus principales destinatarios: sujetos con importantes discapacidades físicas. En este sentido, es evidente que el progreso de los BCIs radica en el desarrollo de técnicas de entrenamiento.

En la actualidad, las pocas contribuciones científicas relacionadas con dichas técnicas se centran en estudiar las ventajas de proporcionar un feedback continuo frente a uno discreto; sin embargo, suelen basar sus conclusiones considerando únicamente los porcentajes de acierto en la clasificación, y no los efectos que pueda producir el feedback sobre los sujetos, hecho que posiblemente haya contribuido a que las diferentes opiniones relacionadas con este tema sean, en algunos casos, contradictorias.

Muy recientemente, aparecen algunas publicaciones que proponen nuevas interfaces de salida basadas en representación 3D y en técnicas de realidad virtual. La finalidad buscada es la de facilitar al sujeto mantener su concentración y motivación, sin

embargo, los resultados presentados, de nuevo se basan exclusivamente en los porcentajes de clasificación y sólo demuestran que dichas interfaces pueden ser usadas como sistemas BCI.

Hasta la fecha, son nulos o prácticamente nulos los estudios realizados sobre la repercusión que pueden tener los parámetros que caracterizan los protocolos de entrenamiento, y en especial el feedback, sobre otros factores que puedan afectar a los sujetos. En efecto, además de la capacidad que tenga el sujeto en controlar sus señales EEG, existen otros factores psicológicos, tales como la concentración, frustración, cansancio, distracción, motivación y otros pensamientos, que pueden influir en el proceso de aprendizaje.

Para evaluar los resultados y sacar conclusiones sobre cualquier propuesta relacionada con técnicas de entrenamiento, no se pueden realizar las pruebas exclusivamente sobre sujetos experimentados, ni considerar como único parámetro los porcentajes de éxito y fracaso en la clasificación de los estados mentales, siendo muy importante realizar medidas objetivas y subjetivas, basadas en el registro de otras señales psicofisiológicas, tests de atención y cuestionarios que permitan al sujeto transmitir sus propias impresiones.

Capítulo 4

Metodología

4.1 Introducción

En este capítulo se presenta la metodología que se pretende seguir para la elaboración de este trabajo. Puesto que el principal objetivo de esta tesis es el desarrollo y evaluación de una interfaz cerebro-computadora, la metodología a emplear estará muy ligada a la utilizada para la elaboración de un producto de ingeniería, y especialmente en el desarrollo de una interfaz de usuario.

Es evidente que la intención de este trabajo no es desarrollar un producto final para su comercialización, sino sencillamente un prototipo de sistema BCI que permita facilitar el entrenamiento de los sujetos, siendo un claro ejemplo de desarrollo con carácter de investigación. La finalidad que se persigue es el desarrollo y la validación de una interfaz cerebro-computadora que posteriormente deberá ser evaluada por unos usuarios. Dicha interfaz constará de elementos hardware y software y por ello, la metodología a seguir para su desarrollo será la correspondiente a la de ingeniería de sistemas. Ésta, como cualquier otra metodología de ingeniería, se puede dividir en diferentes fases. Aslaksen [Asla92] propone las siguientes:

- a) Definición: Como su nombre indica, en esta fase se definen los objetivos del proyecto, tales como el propósito buscado y qué es lo que se espera del producto final resultante. Se debe estudiar la viabilidad, los requisitos que debe satisfacer el sistema y asegurar que éstos sean alcanzables.
- b) Análisis: En la fase de análisis básicamente se define el proyecto y se identifican las especificaciones del sistema.
- c) Diseño: En la fase de diseño se recogen las especificaciones del sistema, se decide su estructura, y se identifican soluciones tecnológicas para cada una de las funciones que lo implementan, al mismo tiempo que se asignan recursos materiales para su desarrollo. En esta etapa, además, se deben establecer métodos de validación del diseño y ajustar, si es necesario, las especificaciones del producto.
- d) Implementación: En esta fase se genera el producto pretendido.
- e) Validación: Se trata de validar que el producto obtenido satisface los requisitos de diseño definidos.

Sólo una vez que el sistema ha sido validado, se podrá pasar a la fase de evaluación.

4.2 Metodología de interfaz de usuario

Una interfaz cerebro-computadora es un caso particular de interfaz persona-ordenador, siendo la entidad encargada de interactuar con la computadora un elemento muy especial de la persona: el cerebro. Dicha interacción se realiza a través de una interfaz de usuario, por lo tanto, el desarrollo de estos sistemas deberá regirse por la metodología propia de estas interfaces, lo que implica un proceso cíclico de diseño, desarrollo y evaluación, y siempre centrado en el usuario¹.

El diseño centrado en el usuario apunta a una presencia activa directa de éste en el proceso de desarrollo del mismo. En este sentido, el diseño de un sistema interactivo debe satisfacer las demandas de los usuarios que lo van a utilizar y para ello, es necesario analizar las características de éstos, las tareas que realizan, y el entorno en el que se desarrolla el trabajo que desempeñan.

Las interfaces cerebro-computadora aún están en un periodo de arranque y su manejo está muy condicionado al control de las señales electroencefalográficas por parte de los usuarios. Estas consideraciones contribuyen a que el principal objetivo de los investigadores se centre en desarrollar interfaces que puedan ser manejables con cierta fiabilidad y facilidad, contribuyendo a satisfacer ciertas necesidades elementales de comunicación y de control a sujetos con grandes discapacidades físicas. En este sentido, debido a la complejidad en el manejo de estas interfaces y a los pocos comandos de salida que se pueden obtener actualmente, su diseño está más centrado en proporcionar una herramienta fácil de manejar y que además, permita a lo sumo realizar funciones básicas. Una vez este objetivo haya sido logrado, se podrá pasar al diseño de interfaces más complejas que faciliten la ejecución de unas determinadas tareas solicitadas por un conjunto de usuarios que desempeñen su labor en unos determinados entornos. Hasta entonces, las tareas serán básicamente propuestas por el diseñador y se procurará llevar a cabo la evaluación en un entorno controlado, preferiblemente un laboratorio.

Aunque los objetivos requeridos sean menos exigentes que los que puedan abordar las interfaces de usuario actuales, la finalidad requerida es la misma: la usabilidad, es decir, una interfaz fácil de usar, fácil de aprender y que produzca cierto grado de satisfacción en su uso [Abas01]. Para ello, el proceso de desarrollo de un sistema BCI es el mismo que el de cualquier interfaz de usuario, siendo imprescindible centrar el diseño en el usuario.

Tras la validación del prototipo desarrollado, será necesario evaluar el sistema con un grupo de usuarios con el fin de medir su usabilidad. La metodología empleada para este fin se detallará más adelante en una sección diferente.

¹ Una descripción detallada sobre el proceso de diseño y desarrollo de un sistema interactivo entre persona y ordenador puede encontrarse en [Abas01].

Existe una gran variedad de métodos para la evaluación de la usabilidad de un sistema interactivo, clasificándose en tres categorías: métodos de inspección, de indagación y de test. Teniendo en cuenta que una interfaz cerebro-computadora es una interfaz relativamente novedosa, desconocida y con unos objetivos muy específicos, los métodos de inspección y de indagación serán, en principio, inabordables, siendo los motivos concretos de este impedimento los que se detallan a continuación.

- Los métodos de indagación suelen usarse antes o durante el proceso de diseño y recogen información de los usuarios acerca de sus necesidades, gustos, quejas, resultando interesantes para abordar el diseño de cara a asegurar la usabilidad del sistema. Como ya se ha mencionado, el objetivo de los sistemas BCI se centra en desarrollar una interfaz cerebro-computadora manejable y, en el caso concreto de esta tesis, que facilite el entrenamiento que requiere estos sistemas. En este sentido, parece interesante hacer uso de algún método de indagación que permita conocer la opinión de los sujetos acerca de qué requisitos podrían contribuir al desarrollo de un sistema BCI que pudiera agilizar el entrenamiento; sin embargo, resulta imposible recoger dichas opiniones o información debido a que ni se dispone de ningún sistema BCI que pueda ser usado, ni de sujetos que alguna vez hayan usado alguno, y muy probablemente, ni siquiera de sujetos que conozcan de su existencia. A pesar de carecer de estas opiniones, gracias a las contribuciones científicas relacionadas con este tema, sí va a ser posible generar ideas de diseño que puedan contribuir a lograr el objetivo buscado.
- Los métodos de inspección tratan de un conjunto de métodos que permiten evaluar a un grupo de expertos, la usabilidad del sistema. Por razones similares a las ya recientemente citadas, no se disponen de expertos en interfaces cerebro-computadora que puedan evaluar a nivel teórico la usabilidad de los sistemas a desarrollar. De alguna manera, para solventar dicha ausencia se optará por desarrollar un sistema BCI basado en uno ya existente y ampliamente evaluado (*Graz BCI*), y cuya descripción puede encontrarse en el apéndice B.

Debido a estas consideraciones, para la evaluación de los sistemas BCI desarrollados se hará uso de los métodos de test. En estos métodos, usuarios representativos trabajan en tareas concretas utilizando el sistema (o el prototipo), y los evaluadores utilizan los resultados para ver cómo la interfaz da soporte a los usuarios con sus tareas. Dentro de esta categoría de métodos, uno de los más significativos y que mejor se adapta a la evaluación de los sistemas BCI² es el de “medidas de prestaciones”, conocido como “test de usabilidad basado en medidas subjetivas y objetivas” y por ello, será el empleado en esta tesis.

Este método de evaluación se basa en la toma de medidas acerca del rendimiento u otro tipo de aspecto subjetivo que afecte a la usabilidad del sistema, clasificándose la información que se puede recoger como:

² Otros métodos de evaluación por test se basan en que los usuarios se expresen o se comuniquen en voz alta mientras interactúan con el sistema, aspecto que precisamente ha de evitarse en el manejo de un sistema BCI.

Medidas de rendimiento: Esto quiere decir contar las acciones y los comportamientos. Este tipo de medidas son cuantitativas, pudiendo contar personas, número de errores cometidos, cuántas veces se repite el mismo error, tiempo empleado en realizar una determinada tarea, etc. La mayor parte de las medidas de rendimiento requieren además realizar varias observaciones como por ejemplo de frustración, confusión o satisfacción³.

Medidas subjetivas: Éstas pueden ser cuantitativas o cualitativas, y se refieren a percepciones, opiniones y juicios de las personas.

4.3 Metodología de sistemas

El principal objetivo de esta tesis es realizar un estudio sobre las posibles consecuencias de utilizar un feedback basado en técnicas de realidad virtual en el proceso de entrenamiento requerido por un sistema BCI y por ello, dicho sistema será de tipo endógeno y concretamente basado en componentes frecuenciales. Para realizar dicho estudio y poder validarlo, será necesario comparar los resultados obtenidos al emplear estas técnicas con aquellos que se obtengan a través de un sistema BCI de referencia que haga uso de un feedback convencional basado en el uso de simples representaciones tales como el desplazamiento de un cursor [Wolp98] o la extensión de una barra horizontal [Neup99a]. Este estudio comparativo obligará, por lo tanto, a desarrollar dos tipos diferentes de interfaces cerebro-computadora.

4.3.1 Primera implementación: BCIREF

La primera implementación de sistema BCI corresponde al sistema de referencia (BCIREF). La elección de dicho sistema deberá cumplir ciertas condiciones que aseguren la viabilidad del objetivo que se pretende. En la actualidad, existen varios sistemas basados en las componentes frecuenciales de las señales EEG, sin embargo, suelen tener características muy diferentes: i) algunos se basan en la autorregulación y otros en el reconocimiento de patrones de los ritmos cerebrales, ii) están los que discriminan entre dos tareas mentales y los que discriminan hasta entre cinco tareas mentales diferentes, iii) existen aquellos que dejan al sujeto buscar una estrategia mental para controlar sus señales EEG y los que discriminan entre tareas mentales concretas, en especial, aquellas basadas en imágenes motoras.

El requisito más importante que se le puede exigir a este sistema de referencia es, que el tiempo requerido por parte de los sujetos para adquirir cierto control de las

³ La gran mayoría de los tests toman medidas relacionadas con la ejecución de las tareas, tales como tasa de errores, tiempo empleado, grado de exactitud en la ejecución de las tareas, etc. Otros, aunque menos frecuentemente, toman además medidas psicofisiológicas para estudiar efectos relacionados con el comportamiento de los usuarios, en definitiva con los factores humanos. Algunas de estas medidas son la tasa cardiaca, la sudoración de la piel y los potenciales evocados [Sanc93].

señales EEG sea el menor posible. En caso contrario, el estudio podría llegar a ser inviable por cuestiones de tiempo y de disponibilidad de sujetos.

En la tabla 3-1 se puede comprobar que aquellos sistemas endógenos basados en las componentes frecuenciales que requieren un menor periodo de entrenamiento son los basados en el reconocimiento de patrones de los ritmos cerebrales. Concretamente, al que hace referencia la tabla corresponde a un modelo de sistema llamado *Graz BCI* que discrimina entre dos tareas mentales basadas en imágenes motoras, pudiendo alcanzar porcentajes de éxito de hasta el 90%.

El *Graz BCI* es la base de diferentes prototipos de interfaces cerebro-computadora desarrollados por el grupo del profesor G. Pfurtscheller, perteneciente al *Department of Medical Informatics* de la Universidad de Graz en Austria, como consecuencia de las distintas contribuciones realizadas por parte de este grupo de investigación. Una de las ventajas de basarse en este modelo es que ha sido ampliamente descrito y validado y de hecho, en la literatura se pueden encontrar otros sistemas con las mismas características al tomar dicho modelo como referencia.

Para este estudio, concretamente se tomará como referencia de partida el protocolo de entrenamiento y el sistema BCI propuesto en [Guge01], uno de los prototipos de *Graz BCI* basado en otorgar feedback continuo a través del desplazamiento de una barra. El principal motivo de esta elección es el reducido número de sesiones que proponen para el entrenamiento. En cuanto al procesado a realizar sobre la señal, éste será el mismo que el que se propone en [Guge03], por su sencillez y rapidez de implementación. La extracción de características consistirá en estimar la potencia de la señal en una banda de frecuencia de interés, y el clasificador se basará en un análisis discriminante lineal (LDA).

Tal y como propone [Guge01], el protocolo de entrenamiento consistirá, inicialmente, en pedir a los sujetos que discriminen entre imaginación de movimientos de la mano derecha e imaginación de movimientos de la mano izquierda. Los sujetos participarán en un total de 7 sesiones, 2 de ellas sin feedback y 5 con feedback. Una descripción detallada del protocolo y del paradigma de entrenamiento propuesto en [Guge01] se puede encontrar en el apéndice B.

4.3.1.1 Materiales necesarios

En esta primera implementación, las exigencias relativas al material necesario vienen impuestas más por el software que por el hardware. Este último estará formado por instrumentación biomédica para la adquisición de las señales electrofisiológicas, una tarjeta de adquisición de datos y un PC multimedia de última generación que permita procesar los datos con la suficiente rapidez como para proporcionar un feedback lo más continuo posible.

La elección del software debe ser algo más meditada. Hay que tener en cuenta que esta primera implementación de sistema BCI tiene dos objetivos claros: por un lado, permitir obtener unos resultados de referencia que puedan ser comparados con los que se obtengan con el diseño final y, por otro lado, permitir evaluar la funcionalidad de una interfaz cerebro-computadora. Esto último hace ver que lo que se pretende es desarrollar

un prototipo de prueba que permita subsanar posibles errores y evitar que éstos puedan aparecer en la interfaz definitiva. Como todo prototipo, interesa que éste se desarrolle con herramientas fáciles de usar y que permitan una implementación rápida. El hecho de que las especificaciones de esta implementación estén claramente definidas (al tratarse de un sistema BCI ya existente) supone una ventaja para lograr este último objetivo.

Debido a estas consideraciones, la implementación del BCIREF se desarrollará en MATLAB [Matl], un lenguaje interpretado de alto nivel que permite una programación rápida y sencilla. El MATLAB dispone de gráficas de calidad y cuenta con paquetes software específicos (*Toolboxes*) que permiten ampliar sus prestaciones. Para el desarrollo de esta herramienta se utilizarán dos *toolboxes*: el *Data Acquisition Toolbox* para configurar la tarjeta de adquisición de datos y el *Signal Processing Toolbox* encargado del procesado de los datos requeridos en el sistema.

El principal inconveniente de MATLAB es que al ser interpretado es más lento que los lenguajes compilados. Es cierto que el tiempo es un factor importante sobre todo cuando se trata de diseñar un sistema basado en feedback continuo, sin embargo, ni el procesado ni la interfaz gráfica basada en actualizar la longitud de una barra parecen requerir demasiados recursos del sistema. Evidentemente, se deberá validar la frecuencia máxima de actualización de la barra y comprobar que se puede lograr un feedback con un efecto continuo para la percepción humana. Hay que destacar que el sistema de referencia propuesto en [Guge01] también está desarrollado en MATLAB, permitiendo actualizar la barra a una frecuencia de 50 Hz.

4.3.2 Segunda implementación: BCIRV

Una vez implementado, validado y evaluado el BCIREF, la segunda parte de este trabajo se centrará en desarrollar una segunda implementación (BCIRV) que sustituya el feedback en forma de barra por un feedback basado en técnicas de realidad virtual. Esta nueva interfaz deberá cumplir un objetivo claro: facilitar el entrenamiento por parte del sujeto a través de un feedback que le mantenga motivado, le facilite mantener su nivel de atención y reduzca la posibilidad de desinteresarse a medida que transcurran las sesiones; y todo ello, con la intención de favorecer el control de las señales EEG. Para lograr este fin es importante inducir cierto grado de presencia⁴ a los usuarios, siendo esto uno de los motivos pretendidos a la hora de hacer uso de técnicas de realidad virtual.

Además de las características propias del usuario, se consideran otros tres los factores causantes de la presencia [Diaz04] – estímulos sensoriales, coherencia entre acción y respuesta y contenidos –, no siendo siempre necesario el uso de complejos

⁴ El concepto de presencia es un tema de investigación abierto, donde hay un gran debate sobre la naturaleza del mismo hasta el punto de tratarse de un concepto algo difuso, pudiéndose encontrar en la literatura relacionada con este tema diferentes teorías sobre la presencia [Diaz04]. En el contexto de la realidad virtual, se ha entendido tradicionalmente la presencia como la sensación subjetiva de estar en el entorno virtual. Es lo que muchos autores definen como “la sensación de estar allí” [Riva03].

recursos técnicos para lograr esta sensación⁵.

- Se debe procurar presentar estímulos sensoriales que sean significativos para el usuario y de acuerdo a la aplicación que se pretenda desarrollar. En este caso de interfaz cerebro-computadora, los estímulos serán visuales y auditivos, en concordancia con los tipos de feedback generalmente empleados en estos sistemas y, en especial, con el del *Graz BCI*. Por otro lado, no tiene sentido el uso de sensación táctil principalmente por el hecho de que estos sistemas están destinados en un principio a personas que, en muchos casos, carecen de esta sensibilidad. La presentación de estos estímulos se hará de manera simultánea.
- La coherencia entre acción y respuesta es un factor muy importante, siendo necesario ofrecer respuestas inmediatas a las acciones del usuario. Esto último es además un requisito básico del propio sistema que se pretende desarrollar, puesto que el feedback a proporcionar debe ser continuo. También debe existir coherencia entre la acción del estímulo y lo que espera realmente el usuario, siendo conveniente involucrar a los sujetos en un entorno que le resulte más familiar.
- Se deberá prestar especial atención a los contenidos del mundo virtual a desarrollar. Puesto que lo que se pretende entre otras cosas es facilitar la concentración y reducir la distracción, aspectos muy importantes debido a la naturaleza que supone el entrenamiento de estos sistemas, se debe evitar introducir objetos que puedan provocar estos estados. En este sentido, cualquier objeto animado y no adecuadamente controlado, podría no cumplir con el objetivo que se pretende al desarrollar esta nueva interfaz.

Para proporcionar un mayor grado de inmersión se empleará sonido estéreo y con el fin de que los sujetos se aislen del exterior y estén inmersos en el desarrollo de las pruebas, se hará uso de unos cascos HMD (*Head Mounted Display*). Sin embargo, debido a la duración excesiva de las pruebas no se empleará visión estereoscópica con el fin de evitar la fatiga visual que este tipo de dispositivo puede provocar, influyendo negativamente en el mantenimiento de la sensación de presencia. La percepción de profundidad puede conseguirse por otros medios, como por ejemplo, la perspectiva

⁵ De las diferentes teorías existentes sobre la naturaleza de la presencia se pueden extraer recomendaciones de gran interés en el diseño de un mundo virtual, ya que el objetivo siempre es conseguir cierto tipo de presencia y no inmersión e interacción, los cuales son aspectos técnicos a veces sobredimensionados. Por ejemplo, una de las teorías insiste en la importancia de los comportamientos y las respuestas del mundo virtual ante las acciones del usuario; sin embargo, esto último es infravalorado en muchas ocasiones, diseñándose mundos virtuales con un gran gasto de esfuerzo en los aspectos relacionados con la estimulación visual, auditiva y háptica, en los que la presencia cae por un deficiente modelado de dichos comportamientos y respuestas en la interacción con el mundo. En este sentido, merece la pena destacar la importancia que tiene la inclusión de animación y vida en los entornos virtuales. El diseño de los comportamientos de los seres vivos virtuales no sólo debe estar cuidado en su interacción con el usuario de la aplicación, sino en la interacción entre ellos, presenciada por el usuario.

lineal⁶, altura en el campo visual⁷, sombras⁸, paralaje de movimiento⁹, etc. [Díaz04], todos ellos muy usados en los video juegos y que aquí se podrían utilizar.

Por último, si lo que se busca es estudiar el efecto del feedback comparando dos resultados pertenecientes a interfaces distintos, la única variable que deberá diferenciar a estas dos implementaciones debería ser el propio feedback. En efecto, en la evaluación de un sistema BCI existe una multitud de parámetros que pueden afectar a los resultados (temporización de las pruebas, estados mentales, procesado, etc.). Es importante que en la medida de lo posible estos parámetros sean invariables y en este sentido, las pruebas a las que se sometan los sujetos con esta nueva interfaz no deberán ser más que una transformación de las pruebas realizadas con el *Graz BCI*, respetando la misma temporización y los mismos eventos.

4.3.2.1 Materiales necesarios

Además del hardware requerido en la implementación del BCIREF, hay que tener en cuenta que la interfaz gráfica del BCIRV estará basada en representaciones 3D, con lo que será necesario una potente tarjeta gráfica que descargue a la unidad de proceso la tarea de representación. Como se ha adelantado en el apartado anterior, el desarrollo de las pruebas se llevará a cabo usando unos cascos HMD.

En cuanto al software a utilizar, se procurará inicialmente aprovechar la interfaz desarrollada en la primera implementación haciendo uso del *Virtual Reality Toolbox* de MATLAB. En caso de que esto último sea posible, lo que aquí se está identificando como una segunda implementación, realmente se estaría refiriendo a una modificación de la primera implementación desarrollada. De esta manera, se podría disponer de un único sistema BCI con dos interfaces gráficas diferentes.

Para validar esta opción será necesario realizar unas pruebas preliminares, sin embargo, hay que adelantar que es probable que esta segunda interfaz gráfica a desarrollar suponga una carga importante de recursos del sistema, no permitiendo velocidades de actualización de la interfaz lo suficientemente elevadas como para proporcionar un feedback continuo. En ese caso, se optará por desarrollar el sistema en Visual C++, que al ser un código compilado permite velocidades de ejecución superiores a las que se pueden obtener mediante un código interpretado.

⁶ La reducción gradual del tamaño de un objeto con la distancia hace parecer que está más lejano. El típico ejemplo son las vías del tren; si nos colocamos entre las vías y miramos en su misma dirección, éstas parecen converger en el horizonte.

⁷ Cuanto más alto está un objeto en relación al horizonte, más lejano parece.

⁸ La sombra da información de volumen y la percibimos como la parte del objeto que está más distante.

⁹ Objetos distantes aparecerán más lentos en comparación con objetos más cercanos, incluso aunque se muevan a la misma velocidad.

4.4 Metodología de evaluación

Antes de describir las medidas subjetivas y objetivas a realizar en el test de usabilidad a emplear, conviene destacar que se procurará seguir una metodología de evaluación de acuerdo a las recomendaciones sugeridas en [Ster96] sobre cómo realizar una investigación experimental.

4.4.1 Pasos a seguir en la investigación experimental

Realizar una investigación experimental conlleva seguir unos determinados pasos y recomendaciones que aseguren en la medida de lo posible la validez de los experimentos realizados. Es importante que las variables intervinientes se mantengan constantes entre sesiones y más aún en este caso de evaluación en el que los sujetos deberán someterse a diferentes sesiones de entrenamiento. Para ello, todas las pruebas se llevarán a cabo en un laboratorio especialmente diseñado, en el que las condiciones de iluminación y ventilación estén adecuadamente controladas. En cuanto al ruido exterior, se procurará que éste sea lo menor posible.

Con el fin de que las condiciones iniciales sean comunes para cada uno de los sujetos que vayan a participar en los experimentos, se escribirá una guía descriptiva detallando qué se esperará de ellos y en qué consistirán los experimentos. Dichas instrucciones serán presentadas de manera verbal por parte del experimentador (ver apéndice D). Al mismo tiempo, a los sujetos se les presentará un formulario de consentimiento en el que deberán dar su aprobación para realizar los experimentos. Dicho formulario, además, irá acompañado de un primer cuestionario con preguntas de carácter general¹⁰ (ambos se pueden encontrar en el apéndice C). Tanto la indicación de las instrucciones como el formulario de consentimiento y las preguntas de carácter general se presentarán una sola vez y antes de comenzar la fase de entrenamiento.

4.4.2. Elección de los sujetos

En una investigación experimental la selección de los sujetos debe responder a tres preguntas. Primero, ¿de qué población se extraerá la muestra? Segundo, ¿cómo se elegirán los sujetos de entre esa población? Tercero, ¿cuántos sujetos se elegirán?

En este caso, las respuestas a estas preguntas están muy condicionadas por lo que se pretende evaluar, que no es más que el efecto que puede tener en el entrenamiento el uso de un nuevo prototipo de interfaz cerebro-computadora. Para ello, es muy importante conocer la problemática que acompaña a este tipo de evaluaciones, siendo la principal, el elevado número de sesiones en las que deben participar los sujetos, pudiendo extenderse el entrenamiento a lo largo de varias semanas.

¹⁰ Las preguntas de carácter general son preguntas que ayudan a establecer el perfil del usuario y su puesto dentro de la población en estudio. Incluye cuestiones como edad, sexo, ocupación, lugar de residencia y otras.

¿De qué población se extraerá la muestra?

En la literatura relacionada con los sistemas BCI se distinguen dos diferentes clases de sujetos: sujetos sanos y pacientes, siendo estos últimos aquellos que sufren algún tipo de discapacidad motora. Encontrar sujetos discapacitados y que quieran participar en este tipo de experimento es extremadamente complicado. Este hecho queda reflejado en las publicaciones existentes, en el que el número de pacientes en participar no suele ser más de tres (véase por ejemplo [Kübl98], [McFa98], [Kübl99], [Kais01], [Neup03]). En el caso del estudio a realizar en este trabajo, la muestra de sujetos pertenecerá a una población sana y más concretamente a la comunidad universitaria. Por cuestiones de disponibilidad y de comodidad tanto para el experimentador como para los sujetos, se contará con la participación de estudiantes pertenecientes a los estudios de Ingeniería de Telecomunicación de la Universidad de Málaga. El reclamo se realizará a través de carteles colocados en los tablones de la escuela y en los propios laboratorios docentes pertenecientes al departamento de Tecnología Electrónica.

¿Cómo se elegirán los sujetos de entre esa población?

El objetivo principal de este trabajo es evaluar el entrenamiento seguido por unos sujetos. Como consecuencia de ello, para cada nueva evaluación que se quiera llevar a cabo, la muestra de sujetos deberá pertenecer a sujetos no experimentados ni entrenados previamente. Con esto se pretende indicar que dentro de la población seleccionada, no se podrán reutilizar los sujetos para diferentes propósitos. Inicialmente, se procurará que el número de participantes pertenecientes a sexos diferentes sea el mismo, siendo éste el único criterio escogido para la selección de los sujetos.

¿Cuántos sujetos se elegirán?

El número de sujetos a elegir es una cuestión mucho más delicada que merece cierta atención. Según [Ster96], las decisiones respecto al número de sujetos se toman habitualmente sobre la base de dos consideraciones:

- 1- ¿Cuántos sujetos se pueden tratar dadas las restricciones de tiempo, dinero y disponibilidad de sujetos? En el estudio que aquí se pretende llevar a cabo, la elección del número de sujetos estará muy condicionada por esta primera consideración y, en especial, por cuestiones de disponibilidad de sujetos y de tiempo. Es de esperar que la participación de los estudiantes se vea restringida a causa del excesivo tiempo que se les requerirá, pudiéndose prolongar hasta periodos cercanos a los exámenes. Otra limitación importante es el tiempo disponible. Por lo general, la distribución temporal de las diferentes sesiones de entrenamiento se suele hacer a razón de 2 o 3 sesiones por semana. En este caso, con el fin de reducir la duración del entrenamiento y, por lo tanto, del tiempo requerido a los estudiantes, se optará por realizar tres sesiones a la semana, disponiendo de menos de dos días entre el final de una sesión y el inicio de la siguiente para un mismo sujeto. Teniendo en cuenta el tiempo que consume la preparación y el control de las sesiones y que cada día se pretenderá contar con la participación de varios sujetos, el espacio de tiempo “libre de experimentos” disponible se verá muy reducido, y esto será un factor condicionante a la hora de determinar el número de sujetos a elegir. En efecto, la disponibilidad de tiempo “libre de experimentos” es

una factor importante ya que tras finalizar una sesión de entrenamiento, parte de las señales registradas deberán ser procesadas off-line para obtener unos parámetros necesarios para las siguientes sesiones con feedback. Como se detallará en el apartado 4.4.3.3.1, dicho procesado conlleva muchos pasos, es largo y debe hacerse de manera muy minuciosa con el fin de garantizar el éxito de los experimentos.

- 2- ¿Cuántos sujetos se necesitan para encontrar significatividad estadística en un efecto de determinada magnitud? La idea básica de esta última consideración es que, para identificar de modo significativo un efecto del tratamiento no muy grande, se precisa una muestra grande. Cuanto mayor sea la magnitud del efecto del tratamiento, menor es el tamaño de la muestra necesario para demostrar la significatividad estadística. En esta tesis se pretende llevar a cabo una extensa evaluación valorando, además de parámetros objetivos, un número apreciable de variables subjetivas que se han considerado importantes para el estudio a realizar. Así pues, la diversidad de parámetros que pretenden ser observados sugiere que la participación de un número elevado de sujetos sí sea recomendable; sin embargo, los porcentajes de éxito y de fracaso en la clasificación de los estados mentales sigue siendo el parámetro con mayor validez de cara a estudiar la efectividad del sistema propuesto en el proceso de entrenamiento, siendo éste, por lo general, el único parámetro considerado en la mayoría de trabajos existentes. Teniendo en cuenta que en estos trabajos el número de participantes no suele ser más de cinco [Wolp91], [McFa93], [Pola97], [Pfur97b], [Pfur98], [Preg99], [Neup99a], [Mill00], [Ramo00], [Guge00], [Hase00], [Ober01], [Guge01], [Frie04b], [Leeb04a], y son mínimos los que cuentan con la participación de 10 o más sujetos [McFa98], [Wolp98], [Guge03], es posible suponer que disponer de 8 sujetos para cada evaluación sea un número bastante razonable. En efecto, con dicho número se cuenta con una participación superior a la mayoría de los trabajos que se encuentran en la literatura relacionada con los BCIs, lo que dará cierto peso a las conclusiones que se obtengan a raíz de los porcentajes de éxito y de fracaso resultantes.

4.4.3 Medidas a realizar

Uno de los propósitos de este trabajo es, entre otras cosas, determinar posibles parámetros que puedan influir en el entrenamiento de un sujeto sometido a un sistema BCI. Además de la capacidad que tenga el sujeto en controlar sus señales EEG, existen otros factores psicológicos tales como la concentración, frustración, cansancio, distracción y motivación, que pueden afectar a las señales EEG [Curr03] y, como sugieren otros investigadores [Hint04], deben ser tenidos en cuenta a la hora de establecer un adecuado protocolo de entrenamiento, no siendo suficiente considerar exclusivamente los porcentajes de éxito y de fracaso en la clasificación de los estados mentales. En definitiva, se hace necesario llevar a cabo un estudio que permita determinar posibles influencias de ciertos parámetros sobre el estado de la persona. Para ello, se deberían realizar medidas objetivas y subjetivas, basadas en el registro de otras

señales psicofisiológicas, tests de atención y cuestionarios que permitan al sujeto transmitir sus propias impresiones.

4.4.3.1 Medidas objetivas

Tal y como propone [Guge01], el registro de las señales EEG se llevará a cabo a través de dos canales bipolares situados en las zonas sensomotoras correspondientes a los hemisferios izquierdo y derecho. Para asegurar la correcta colocación de los electrodos en los diferentes experimentos, se hará uso de un *electro-cap*.

Además de las señales EEG, inicialmente se registrarán otras señales psicofisiológicas que permitan obtener medidas objetivas sobre el estado de la persona. Concretamente, las medidas que se van a registrar en este trabajo son las correspondientes a la tasa cardiaca (TC) y a la conductancia de la piel (GSR), muy clásicas para determinar el nivel de estrés y establecer técnicas de relajación de biofeedback [Andr00]. Dichas señales serán registradas para un estudio off-line, y el principal objetivo de éstas será la identificación y el estudio de posibles comportamientos no usuales.

4.4.3.2 Medidas subjetivas

Las medidas subjetivas proporcionan información de gran interés a la hora de evaluar la usabilidad de una interfaz de usuario. En el caso de los sistemas BCI, su uso no ha sido muy frecuente, sin embargo, resulta necesario, más aún si lo que se está evaluando es la efectividad de un protocolo de entrenamiento.

En la evaluación a llevar a cabo en esta tesis se realizarán dos tipos de medidas subjetivas. Primero, unas pruebas basadas en el test de Toulouse-Piéron [Toul78] con el fin de medir la capacidad de concentración y de atención de los sujetos, aspecto de vital importancia para un correcto aprendizaje. Segundo, unos cuestionarios con el fin de que los sujetos puedan transmitir sus impresiones.

El test de Toulouse-Piéron permite evaluar las aptitudes perceptivas y de atención de un sujeto. El resultado de la prueba es un porcentaje que indica el tanto por ciento de un grupo normativo al que un sujeto es superior en el rasgo apreciado por la prueba. El test se realizará con la intención de determinar una posible relación entre el nivel de atención y los resultados que se obtengan en la clasificación. Se les pedirá a los sujetos que lo lleven a cabo al inicio y al final de la sesión y para diferentes días.

La intención del cuestionario es la de obtener medidas subjetivas que permitan intuir el estado de motivación de la persona y determinar otros factores psicológicos (concentración, cansancio, frustración, etc.) que puedan influir en el entrenamiento. El cuestionario incluirá preguntas de tipo escalar¹¹ y preguntas abiertas¹², y se dividirá en dos partes. La primera, muy breve, se presentará al inicio de la sesión pero antes de la prueba basada en el test de atención e incluirá, además de datos identificativos del

¹¹ Las preguntas de tipo escalar permiten preguntar al usuario sobre un punto específico en una escala numérica.

¹² Las preguntas abiertas son preguntas útiles para recoger información general subjetiva.

sujeto, otros sobre su estado general. La segunda parte del cuestionario deberá ser rellenada por los sujetos al finalizar la sesión y después del test de atención. Al igual que la primera parte, ésta abarcará de nuevo cuestiones generales sobre el estado de la persona y muchas otras relacionadas con el feedback y el experimento en general. Todos los cuestionarios pueden encontrarse en el apéndice C.

4.4.3.3 Estudio off-line

El análisis off-line de los datos que se obtengan se realizará en MATLAB. Dicho análisis se dividirá en las siguientes partes: EEG, TC, GSR y cuestionarios.

4.4.3.3.1 Análisis de las señales EEG

El análisis de las señales EEG es el más importante puesto que los resultados que se obtengan a partir de éste, permitirán determinar si el sujeto ha llegado o no a controlar sus señales electroencefalográficas, siendo esto la finalidad perseguida para el manejo de un sistema BCI.

De este análisis, para cada una de las sesiones y para cada sujeto se obtendrán unas curvas de tasa de error a lo largo del periodo de la prueba, tal y como se realiza en [Guge01]. Hasta llegar a este resultado será necesario seguir unos determinados pasos:

- 1) En primer lugar, se deberá determinar la banda de frecuencia reactiva. Esto será necesario realizarlo en aquellas sesiones en las que se deban ajustar los parámetros del clasificador, sin embargo, será recomendable hacerlo en cada una de las sesiones para comprobar la posible variación de dicha banda. El criterio de selección de la banda se hará de manera intuitiva al comparar la diferencia entre el espectro de potencia obtenido en dos intervalos de tiempo diferentes: uno de referencia centrado en el primer periodo de la prueba (periodo de reposo) y otro activo centrado en el tercer periodo de la prueba en el que el sujeto debía llevar a cabo una determinada tarea mental¹³.
- 2) Una vez sea localizada la banda de frecuencia reactiva, se estudiarán las curvas de ERD/ERS (*Event-Related Desynchronization/Event-Related Synchronization*) para cada uno de los canales con el fin comprobar los cambios que sufren las señales EEG al llevar a cabo el sujeto las diferentes tareas mentales. Dicho estudio permitirá por un lado, ajustar mejor la banda de frecuencia reactiva obtenida en el paso 1 y por otro, comprobar si el sujeto ha ejercido algún control sobre sus señales, lo que permitirá intuir sobre la bondad de los resultados de la clasificación.
- 3) Seguidamente se extraerán las características de las señales EEG, que no será más que calcular la potencia de las señales dentro de la banda de frecuencia obtenida, tal y como se hace en [Guge03].

¹³ Una descripción detallada de los diferentes métodos que permiten extraer las bandas de frecuencia reactiva se puede obtener en [Pfur99b].

- 4) El último paso consistirá en obtener las curvas de la tasa de error a lo largo del periodo de la prueba y los pesos del clasificador necesarios para las sesiones con feedback. Ambos parámetros se obtendrán a través de un análisis discriminante lineal (LDA) empleando una estrategia de validación cruzada (*K-fold cross validation*) para el aprendizaje del clasificador. El procedimiento seguido se detalla en [Guge01] y [Guge03].

Para realizar todo este procesado se hará uso de un programa de procesado de señales biomédicas llamado *g.BSanalyze* [Gbsa] que corre sobre MATLAB. Una descripción detallada de los procedimientos concretos que se han seguido en cada uno de estos cuatro pasos se puede encontrar en el apéndice A.

Una vez obtenidas las curvas de tasa de error para cada sujeto y sesión, el análisis de las señales EEG se centrará principalmente en obtener la evolución temporal de la media de porcentajes de error entre todas las sesiones y para cada sujeto. Se prestará especial interés en comparar la evolución de estas curvas de error a lo largo del periodo en el que los sujetos debían llevar a cabo la tarea mental (tercer periodo de la prueba), con la evolución en los periodos previos (primer y segundo periodo de la prueba). Otro dato de gran relevancia serán los valores y los instantes de mínimo error obtenidos en cada una de las sesiones realizadas por los sujetos.

4.4.3.3.2 Análisis de la TC y el GSR

De la tasa cardiaca se estudiará su variación a lo largo de cada sesión y para cada sujeto. En cuanto a la respuesta electrodermal, se estudiarán principalmente las diferentes respuestas obtenidas entre sesiones con y sin feedback, al realizar el promedio de las señales registradas entre todas las pruebas de cada sesión.

4.4.3.3.3 Análisis de los cuestionarios

El estudio de los cuestionarios se centrará en determinar puntos concretos y relevantes que se consideren puedan afectar al entrenamiento y a la usabilidad del sistema. Se prestará especial atención a las respuestas obtenidas por los sujetos en relación al efecto que les produce el feedback. En cuanto a las preguntas de tipo escalar, los sujetos deberán responder a una serie de cuestiones valorándolas entre 0 y 10. Algunas de estas cuestiones estarán relacionadas con el estado general de los sujetos: 1) Vista cansada, 2) Dolor de cabeza, 3) Molestias por el casco (entendiendo por el casco al *electro-cap*), 4) Cansancio, fatiga, pesadez, 5) Cansado mentalmente, y otras relacionadas con la impresión producida por las sesiones: 1) Sesión larga, 2) Sesión entretenida, 3) Sesión interesante. Para cada una de estas cuestiones se obtendrán medias estadísticas y se calcularán los intervalos de confianza al 95% asumiendo una distribución “t de student”.

4.4.3.4 Protocolo de entrenamiento a seguir en la evaluación

Tras todo lo descrito, el protocolo de entrenamiento que se pretende llevar a cabo en la evaluación de los dos sistemas BCI a desarrollar quedará como se describe a continuación.

Debido a la inexperiencia de los sujetos en el uso y manejo de estas interfaces, se les explicará detenidamente en qué consistirá el experimento, haciendo especial hincapié en la actitud que deberán tomar para su correcta realización. Para ello, se les insistirá en seguir una serie de pautas:

- Deberán permanecer totalmente relajados físicamente y no realizar ningún tipo de movimiento mientras se sometan al experimento, evitando de esta forma contaminar las señales EEG. Es importante que entiendan que el esfuerzo deberá ser sólo mental.
- Deberán evitar parpadear y desplazar las pupilas de los ojos con la finalidad de no producir artefactos visuales que enmascararan las señales EEG. Para ello, se les recomendará fijarse exclusivamente en un punto centrado de la imagen y en caso de parpadear, deberán hacerlo en el periodo de descanso entre prueba y prueba (aproximadamente 2 segundos).
- Deberán saber que un buen nivel de atención y de concentración en la tarea mental es importante para garantizar cierto éxito en los resultados.
- Se les recomendará no frustrarse en caso de no lograr controlar el objeto biofeedback, recordándoles que dicho proceso necesita un cierto aprendizaje y entrenamiento.

Inicialmente, a los sujetos se les pedirá discriminar entre imaginación de movimientos de la mano derecha frente a imaginación de movimientos de la mano izquierda, tal y como se hace en [Guge01]. Para ello, se les recomendará la estrategia mental que deberán llevar a cabo, que no es más que imaginar que abren y cierran continuamente el correspondiente puño. También se les dejará la posibilidad de probar con otras estrategias mentales.

Antes de comenzar el entrenamiento, todos los sujetos participarán en una primera sesión para familiarizarse con el entorno y el paradigma. Esta primera sesión será sin feedback, y los sujetos deberán ejecutar un movimiento de la mano derecha o izquierda dependiendo de la dirección del objetivo. En total, los sujetos se someterán a 8 sesiones a razón de tres por semana y con una duración aproximada de una hora por sesión.

El orden establecido para las diferentes pruebas que deberán llevar a cabo los sujetos a lo largo de una sesión de entrenamiento quedará de la siguiente manera (las pruebas basadas en el test de Toulouse-Pierón se realizarán en días alternativos):

- 1- Cuestionario previo a la realización de los experimentos.
- 2- Prueba basada en el test de Toulouse-Pierón.
- 3- Colocación de los electrodos.
- 4- Comprobación del correcto registro de las señales visualizándolas a través del monitor.
- 5- Realización de los experimentos.
- 6- Retiro de los electrodos.
- 7- Nueva prueba basada en el test de Toulouse-Pierón.

8- Cuestionario tras la realización de los experimentos.

4.4.4 Prueba de contraste de hipótesis

A la hora de comparar los resultados observados en un experimento con respecto a los de una respuesta de interés o de otro experimento, se plantea la “hipótesis nula” cuando no existe diferencia significativa entre ambos resultados y la “hipótesis alternativa” cuando ésta realmente sí existe.

Una prueba de contraste de hipótesis o de significación estadística calcula la probabilidad de que los resultados obtenidos en una investigación puedan ser debidos al azar en el supuesto de que la hipótesis nula sea cierta, es decir, bajo el supuesto de que no existan diferencias entre ambos experimentos. Esta probabilidad es el “grado de significación estadística” o valor “p” y, según su valor, se decidirá rechazar o no la hipótesis nula. Cuanto menor sea el valor de p, menor será la probabilidad de que los resultados obtenidos se deban al azar y habrá mayor evidencia en contra de la hipótesis nula.

A partir de los resultados de un estudio se pueden llegar a cometer dos tipos de errores. El “error tipo I” o “error α ” se comete al concluir que existen diferencias entre ambos grupos (o resultados a comparar) cuando realmente no las hay, es decir, se rechaza la hipótesis nula cuando en realidad ésta es verdadera. La probabilidad de cometer un error de este tipo es lo que mide precisamente el “grado de significación p”.

Por otro lado, también se puede concluir que los resultados de un estudio no son significativos cuando realmente sí existe diferencia entre ambos. Este error se le conoce como “error tipo II” y se comete por lo tanto al aceptar la hipótesis nula cuando ésta realmente es falsa. La probabilidad de cometer un error de este tipo suele denotarse por β y su complemento, $1-\beta$, es lo que se conoce como “poder estadístico” o “potencia estadística”, y representa la probabilidad de rechazar la hipótesis nula cuando es realmente falsa.

El poder estadístico representa la capacidad de un test para detectar como estadísticamente significativas diferencias o asociaciones de una magnitud determinada y depende de diferentes factores [Pert03]; principalmente, del tamaño del efecto a detectar, del tamaño de la muestra a estudiar y del grado de significación estadística. Todos estos factores, junto con el poder estadístico, forman un sistema cerrado de manera que una vez fijados tres de ellos, el cuarto queda completamente definido.

Para dar significatividad estadística al estudio realizado en esta tesis, se analizarán todos los resultados obtenidos en el análisis de las señales EEG, y se extraerá algún parámetro que permita observar diferencias significativas entre ambos experimentos. Una vez establecido este parámetro, se tratará de determinar el tamaño de la muestra que permita alcanzar un determinado poder estadístico asegurando un determinado grado de significación p [Pita01].

Capítulo 5

Banco de pruebas de los sistemas BCI

5.1 Introducción

En este capítulo se describe el diseño, implementación y validación de los diferentes prototipos de sistema BCI que se han desarrollado. En el capítulo de metodología se adelantó la necesidad de desarrollar dos sistemas BCI diferentes, siendo la única variable que debía diferenciarlos el feedback proporcionado. Esto último permite enfocar el desarrollo de estos sistemas como el de un único banco de pruebas cuyas características generales corresponden a las de un sistema BCI capaz de proporcionar dos configuraciones diferentes de feedback continuo. De este modo, partiendo de las especificaciones generales exigidas por los objetivos planteados, se pasará a describir el diseño y, posteriormente, la implementación del banco de pruebas a desarrollar.

5.2 Especificaciones del banco de pruebas

Concretamente, para los objetivos que se buscan en esta tesis, los requerimientos mínimos exigidos para el banco de pruebas a desarrollar son los siguientes:

- 1) Posibilidad de registrar al menos 4 señales electrofisiológicas, 2 de ellas correspondientes a señales EEG y otras dos a la TC y al GSR.
- 2) Filtrado previo e independiente para cada una de las señales.
- 3) Implementación de algoritmos de obtención de características y de clasificación basados en la extracción de la potencia media de las señales EEG y en el clasificador LDA respectivamente, tal y como propone [Guge03]. El sistema debe ser capaz de discriminar entre dos tareas mentales diferentes. Posibilidad de añadir otros algoritmos de procesamiento.
- 4) Posibilidad de proporcionar un feedback continuo, siendo la frecuencia de actualización de éste suficiente para que pueda ser percibido como un efecto continuo.

- 5) Dos configuraciones diferentes del feedback: una primera basada en el desplazamiento de una barra en una dimensión, tal y como propone [Guge01], y una segunda haciendo uso de técnicas basadas en realidad virtual.
- 6) Posibilidad de representación on-line de todas las señales y de almacenaje de todos los datos necesarios para el posterior análisis off-line.
- 7) Paneles de configuración que permitan configurar de manera sencilla todos los parámetros necesarios para establecer un determinado protocolo de entrenamiento.

5.3 Diseño del banco de pruebas

Una vez recogidas las especificaciones, el diagrama de bloques resultante del banco de pruebas a desarrollar quedaría de la siguiente manera:

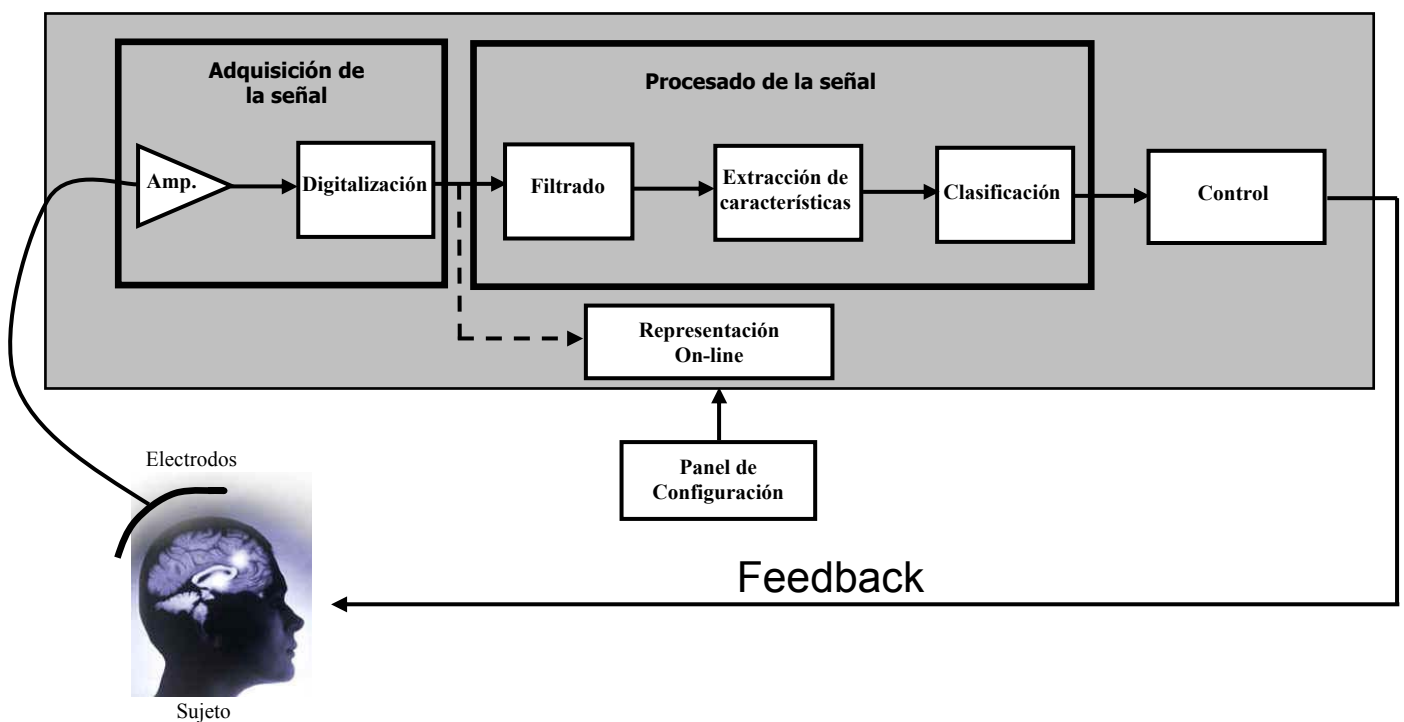


Figura 5-1: Diagrama de bloques del banco de pruebas.

A continuación se va a pasar a describir el diseño que se propone para cada uno de los bloques que forman dicho banco de pruebas.

5.3.1 Adquisición de la señal

Tal y como se describió en el apartado 2.3.1.1 del capítulo de fundamentos, en el bloque de adquisición de la señal se incluían los electrodos y las etapas de amplificación, filtrado y digitalización de las señales, lo que difiere de lo que se observa en la figura 5-1. En efecto, en primer lugar, hay que señalar que en dicha figura se han

representado los electrodos fuera del bloque de adquisición de la señal, sin embargo, esto se ha hecho sencillamente para hacer el diagrama más inteligible. También es importante indicar que aunque estos electrodos vienen representados sobre la cabeza del sujeto, realmente corresponden al conjunto de electrodos necesarios para adquirir todas las señales electrofisiológicas exigidas por los requerimientos, es decir, las dos correspondientes a las señales EEG y las correspondientes al GSR y al ECG, destinada esta última para obtener la TC. En segundo lugar, se observa que en dicho bloque no se ha incluido la etapa de filtrado que, sin embargo, sí aparece en el bloque de procesado de la señal. El motivo de ello es que es mucho menos costoso realizar el filtrado a través del software que a través del hardware, lo que obligaría en este último caso a disponer al menos de cuatro filtros independientes.

Para la adquisición de los diferentes potenciales bioeléctricos se hará uso de electrodos superficiales, por lo que las señales bioeléctricas obtenidas podrán estar comprendidas entre las decenas de microvoltios (caso del EEG) y unos pocos de milivoltios (caso el ECG), requiriendo, por lo tanto, ganancias de amplificación de entre 100 y al menos 20000 veces con el objeto de obtener señales dentro del rango de los voltios.

Todo amplificador biopotencial¹ debe cumplir unos requisitos básicos de entre los cuales caben destacar los siguientes [Webs98]:

- Deben tener una impedancia de entrada de al menos 10 M Ω de manera que carguen lo menos posible la señal que se pretende medir.
- Puesto que los amplificadores biopotenciales se basan en el uso de amplificadores diferenciales, deben tener un rechazo al modo común de al menos 100 dB².
- Deben estar perfectamente aislados de manera que la corriente que circule entre los electrodos y la entrada de éstos, esté comprendida dentro de unos niveles de seguridad³. Para ello, la circuitería de entrada de un amplificador biopotencial debe proporcionar protección eléctrica al sujeto bajo estudio. Otra opción para garantizar la protección del sujeto es, que estos amplificadores estén aislados a su salida y a su alimentación.

Debido a las consideraciones a tener en cuenta en el diseño de un amplificador biopotencial y, puesto que no es objeto de esta tesis, para la adquisición de las señales electrofisiológicas requeridas se recurrirá a instrumentación biomédica destinada especialmente para este fin. Para la adquisición de las señales EEG será necesario el uso de amplificadores biopotenciales. Para medir la TC se puede recurrir de nuevo a un amplificador biopotencial con el fin de registrar el ECG, aunque otra alternativa es el

¹ Los amplificadores diseñados especialmente para la amplificación de biopotenciales reciben el nombre de amplificadores biopotenciales [Webs98].

² Las amplitudes de las señales a medir pueden ser varios órdenes de magnitud menores que las correspondientes a tensiones interferentes de modo común.

³ Sin lugar a duda, este requisito es el más importante.

empleo de un fotopletismógrafo⁴. Por último, para el GSR se hará uso de un módulo especialmente destinado a medir la conductancia de la piel.

La siguiente etapa corresponde a la digitalización de las señales. Para ello, se hará uso de una tarjeta de adquisición de datos no siendo demasiado importantes los requisitos exigidos. En efecto, una vez que las 4 señales son amplificadas, éstas pueden alcanzar valores en torno a un voltio, siendo la máxima frecuencia de muestreo la que imponen las señales EEG y que no suele superar los 200 Hz. En cuanto a la resolución, de nuevo las señales EEG son las más críticas, sin embargo, los estados mentales que se pretenden discriminar pueden producir diferencias en estas señales muy superiores a los 0.1 voltios. De este modo, con 8 bits de resolución en un margen de ± 10 V se cumple holgadamente para poder detectar los cambios de potenciales de las señales EEG que se pretenden registrar.

Actualmente las tarjetas de adquisición de datos permiten registrar al menos 8 canales, admiten frecuencias de muestreo superior a los 100 KHz y tienen una resolución de al menos 12 bits, siendo típicamente el rango de las señales de entrada de ± 5 o ± 10 voltios⁵, características todas ellas muy superiores a las exigidas por los requisitos del sistema.

5.3.2 Procesado de la señal

Como se acaba de indicar en el apartado anterior, en el bloque de procesado de la señal también se ha incluido la etapa de filtrado, además de la etapa de extracción de características y de clasificación. En dicha etapa se podrán filtrar las 4 señales de manera independiente, sin embargo, sólo las procedentes de las señales EEG serán las que prosigan el procesado con el fin de generar el feedback⁶.

Un importante requisito del sistema es que éste sea capaz de proporcionar un feedback continuo y lo más rápido posible, obligando a realizar un procesado en tiempo real en tamaños de ventanas fijos. En la figura 5-2 se muestra un ejemplo de cómo se va a llevar a cabo dicho procesado.

⁴ La fotopletismografía es una técnica que permite medir de manera indirecta el flujo sanguíneo relacionándolo con los cambios de volumen que suceden en una parte concreta del cuerpo como resultado de las pulsaciones de sangre de cada latido de corazón. Concretamente, dicha técnica se basa en transmitir una fuente de luz a través de los capilares que será reflejada, en mayor o menor medida dependiendo del volumen sanguíneo de éstos, y recogida por un fotosensor. De este registro se puede extraer la tasa cardiaca, siendo típicamente el dedo o el lóbulo de la oreja los lugares empleados para la medición.

⁵ Con 12 bits y ± 10 V se alcanza una resolución de 4.88 mV, más que suficiente para los niveles de tensión con los que se va a trabajar.

⁶ Las señales correspondientes a la TC y al GSR sólo debían registrarse para un estudio off-line.

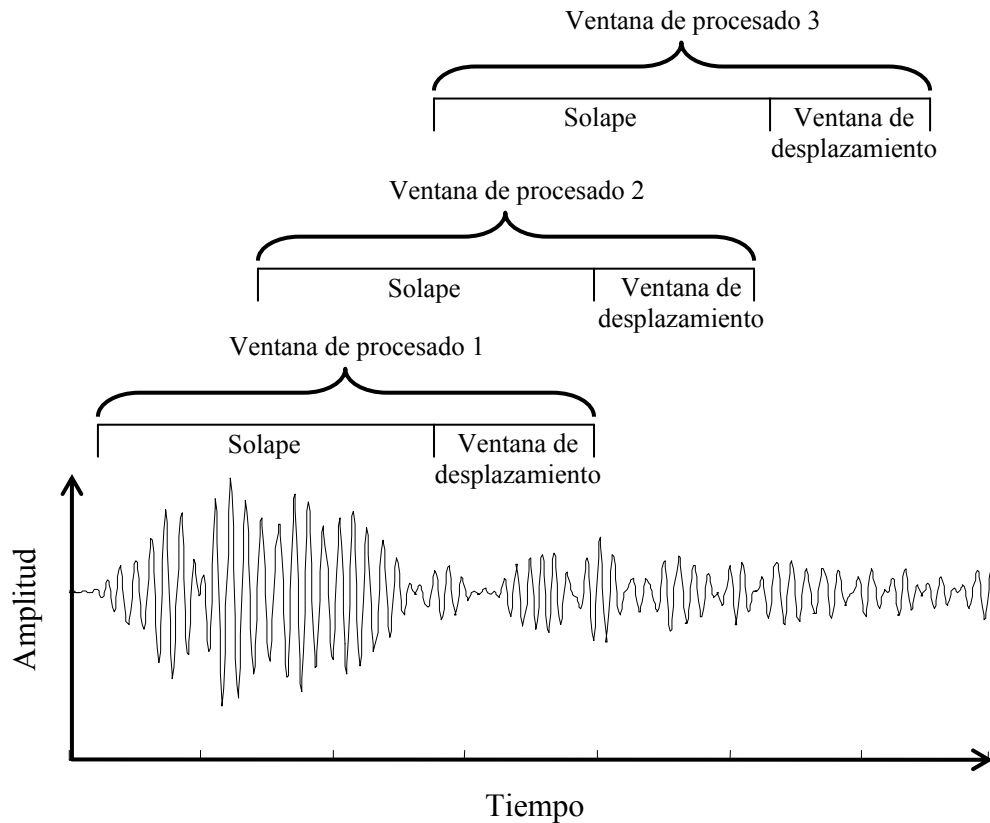


Figura 5-2: Diagrama temporal del enventanado de las señales.

El parámetro “ventana de procesado” determina el tamaño (en tiempo o muestras⁷) de ventana sobre la cual se va a realizar el procesado. El parámetro “ventana de desplazamiento” establece cada cuanto tiempo se va a llevar a cabo dicho procesado. Así por ejemplo, si se consideran los parámetros concretos exigidos para la evaluación, e impuestos por el *Graz BCI*, éstos corresponden a una frecuencia de muestreo de 128 Hz y un tamaño de ventana de procesado de medio segundo⁸, lo que equivale a una “ventana de procesado” de 64 muestras. Si por otro lado se exige procesar las ventanas cada 0.25 segundos, esto implica que el parámetro “ventana de desplazamiento” debe ser de 32 muestras.

Para el filtrado de las señales se puede optar por múltiples tipos de filtros (Butterword, Chebyshev, Bessel, etc.), sin embargo, se hará uso de un filtro de Butterword. 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.

⁷ Hay que indicar que una vez que se conoce la frecuencia de muestreo, hablar de intervalos de tiempo es equivalente a hablar de número de muestras.

⁸ Si bien en algunos trabajos relacionados con el *Graz BCI* la ventana de procesado ha sido de 1 segundo [Guge03], por lo general ésta suele ser de 250 o 500 milisegundos [Pfur00b]. En este estudio se propone una ventana de procesado de medio segundo con el fin de asegurar varios ciclos de la señal EEG incluso en caso de trabajar en bandas de frecuencia reactiva por debajo de la banda mu.

Otro motivo por el cual se ha optado por este tipo de filtro es, que según se recomienda en [Coul], debido a sus características los filtros de Butterword han sido históricamente utilizados para el análisis de las señales fisiológicas. En dicho documento se indica además, que para el análisis de señales EEG típicamente se suele trabajar con un filtro de orden 4, proporcionando una caída de 24 dB por octava. En el caso que aquí se contempla, se optará por un filtro de orden 5 con el fin de obtener una caída de 30 dB por octava.

En cuanto al resto del procesado de la señal, tal y como propone [Guge03], la extracción de características consiste en estimar la potencia de la señal en una banda de frecuencia reactiva característica para cada sujeto e identificada manualmente (en el apéndice A puede verse una descripción detallada de este procedimiento). El clasificador se basa en un análisis discriminante lineal (LDA).

La estimación de la potencia se realiza para cada una de las señales EEG. Seleccionado un determinado tamaño de ventana de procesado de la señal, el cálculo de la potencia consiste en: 1) filtrar la señal en la banda reactiva⁹, 2) obtener el cuadrado de cada una de las muestras de la señal y 3) realizar el promedio entre muestras consecutivas.

En un instante t , una vez calculada las potencias medias P_t^{C3} y P_t^{C4} para cada uno de los dos canales EEG¹⁰, la clasificación consiste en una sencilla combinación lineal de estos parámetros con unos pesos w_1 y w_2 y un offset w_0 obtenidos a través de un análisis discriminante lineal (LDA) [Bish95] con los datos registrados en sesiones previas¹¹. El resultado de esta combinación es lo que se define como distancia D_t , que se computa como:

$$D_t = w_1 \cdot P_t^{C3} + w_2 \cdot P_t^{C4} + w_0$$

5.3.3 Panel de configuración

A través del panel de configuración se accederá a la aplicación de manera que sea posible configurar libremente todos los parámetros relacionados con el protocolo de entrenamiento. Debido a ello, dicho panel se dividirá en al menos 4 bloques bien diferenciados:

- 1- Bloque con los parámetros necesarios para identificar el experimento a realizar. Entre estos parámetros cabe destacar el nombre del sujetos bajo prueba y la identificación y fecha del experimento.
- 2- Bloque con los parámetros que permiten configurar el formato de los experimentos que forman la sesión de entrenamiento. Se debe poder

⁹ Dicho paso se realiza en la etapa de filtrado.

¹⁰ Como se detallará en el capítulo de evaluación, el registro de las dos señales EEG se hará en torno a las posiciones C3 y C4 correspondientes al “sistema 10-20”, de ahí que las potencias medias P_t se identifiquen de esa manera.

¹¹ El parámetro “ventana de desplazamiento” es el que determina los diferentes instantes de tiempo t .

distinguir entre sesiones con y sin feedback y establecer el número de pruebas que formarán cada sesión.

- 3- Bloque con los parámetros relacionados con el registro y procesado de la señal. En dicho bloque se debe poder seleccionar los canales a registrar, la frecuencia de muestreo, la frecuencia de corte de los filtros y los parámetros relacionados con el tamaño de la ventana y la frecuencia de procesado.
- 4- Bloque con los parámetros que permitan configurar las pruebas que forman el experimento. Dicho bloque está estrechamente relacionado con el paradigma de entrenamiento que diferirá dependiendo de la configuración del feedback. En efecto, como se indica en las especificaciones del banco de pruebas, se exige que este último presente dos diferentes configuraciones de feedback, dando lugar a los dos sistemas que se pretenden implementar: el BCIREF y el BCIRV. Sin embargo, como se ha descrito en el capítulo de metodología, el feedback proporcionado debe ser el único parámetro que deba diferenciar a estos dos sistemas, permaneciendo invariables aquellos que estén relacionados con la temporización de las pruebas. Debido a esto, a continuación se propone establecer unos parámetros que permitan definir por completo la estructura temporal de una prueba, facilitando de este modo la identificación de cada uno de los tres periodos que la forman, tal y como se hace referencia en el apartado 2.3.2.1.2. Dichos parámetros son los siguientes:

- d_{prueba} : Establecería la duración en segundos de una prueba.
- t_{cursor} : Instante de tiempo que indicaría el inicio del periodo de reposo.
- t_{objetivo} : Instante de tiempo en el que aparecería el “objetivo” indicando el inicio del segundo periodo de la prueba y que correspondería a la indicación de qué tarea mental debería llevar a cabo el sujeto.
- $t_{\text{inicio-análisis}}$: Instante de tiempo que correspondería al inicio del tercer periodo de la prueba en el que el sujeto debería llevar a cabo la tarea mental indicada. En este instante daría comienzo el análisis online de la señal, es decir, filtrado, cálculo de potencia y clasificación, actualizándose el feedback en las sesiones con feedback.
- $d_{\text{análisis}}$: Duración del tercer periodo de la prueba, es decir, del periodo del feedback para las sesiones con feedback.
- $d_{\text{descanso entre pruebas}}$: Establecería el intervalo de tiempo entre el final de una prueba y el comienzo de la siguiente. Dicho intervalo sería suma de un tiempo fijo y otro aleatorio.

5.3.4 Control

La etapa de control es la que proporciona el feedback y la información que necesita el sujeto para identificar los distintos eventos que ocurren en una prueba.

Dependiendo del sistema BCI, en dicha etapa se reflejará un paradigma de entrenamiento u otro.

En el sistema de referencia (BCIREF) se pretende proporcionar un feedback basado en el desplazamiento de una barra, siendo el paradigma de entrenamiento el correspondiente al del *Graz BCI* [Guge01] y que puede encontrarse detallado en el apéndice B. De acuerdo a los parámetros que se acaban de establecer para configurar la estructura de una prueba, en la figura 5-3 queda reflejado cómo debe ser el paradigma de entrenamiento para esta interfaz.

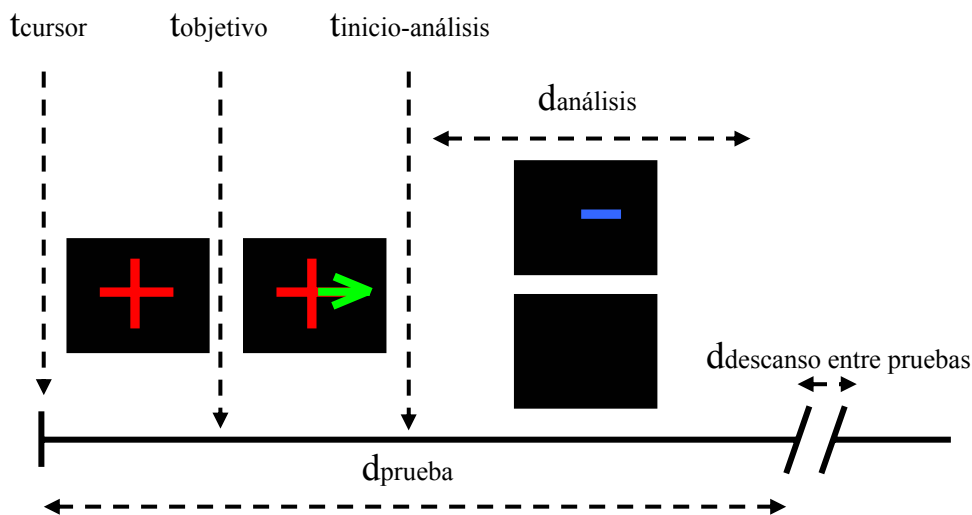


Figura 5-3: Estructura temporal de una prueba.

Como se puede comprobar, el periodo de reposo, comprendido entre t_{cursor} y t_{objetivo} , se identificará con la aparición de una cruz roja en el centro de la pantalla. El “objetivo” corresponderá a una flecha verde que se superpone sobre la cruz y que apuntará hacia la izquierda o hacia la derecha, dependiendo de la tarea mental que deba llevar a cabo el sujeto, dando comienzo el segundo periodo. Durante el tercer periodo, en el que comenzará el procesado on-line de la señal, este último se traducirá, en las sesiones con feedback, en el desplazamiento de una barra azul que se extenderá en mayor o menor medida dependiendo del resultado de la clasificación. En las sesiones sin feedback, al comenzar dicho periodo se suprimirán tanto la cruz roja como el “objetivo”. Por último, entre prueba y prueba la pantalla estará en negro.

En la segunda implementación (BCIRV) se pretende sustituir el feedback en forma de barra por un feedback basado en técnicas de realidad virtual, siendo muy importante que el paradigma a diseñar sea una transformación del paradigma del *Graz BCI*. De acuerdo a las características que debe tener dicha interfaz y reflejadas en el apartado 4.3.2 del capítulo de metodología, finalmente se optará por involucrar a los participantes en el control del desplazamiento de un coche para evitar un obstáculo en forma de charco de agua, tal y como se muestra en la figura 5-4¹².

¹² Dicha figura corresponde realmente a la interfaz finalmente desarrollada.

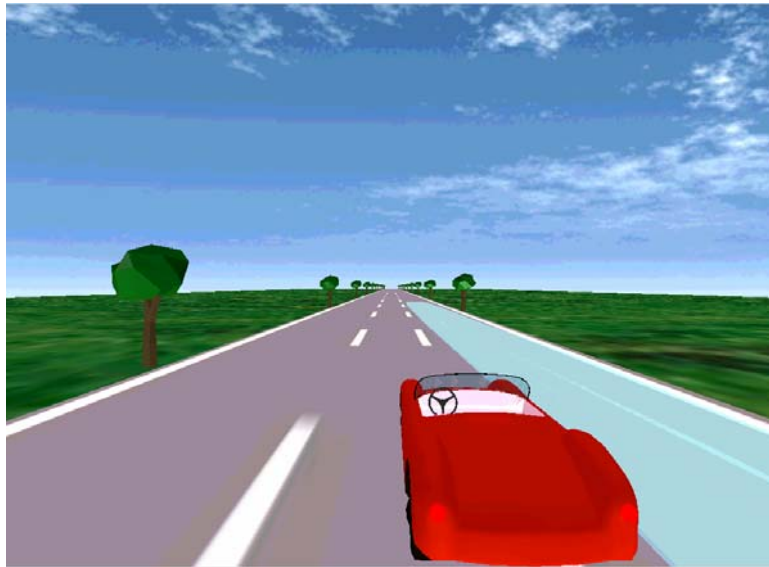


Figura 5-4: Interfaz del sistema BCIRV.

Para proporcionar una mayor sensación de profundidad se empleará una fuerte perspectiva lineal y un efecto de paralaje de movimiento. Para evitar la distracción por parte del sujeto, se optará por no introducir ningún objeto animado a excepción del objeto biofeedback (el coche).

Con el fin de que los resultados obtenidos con cada uno de estas interfaces sean comparables, es muy importante que la temporización y los eventos de cada uno de sus paradigmas de entrenamiento sean equivalentes. De esta manera, en esta nueva interfaz, los tres periodos en los que se divide la estructura de una prueba quedarían tal y como se muestra en la figura 5-5. En dicha figura, también se exponen los tres periodos que forman una prueba del paradigma del *Graz BCI* con el fin de observar la equivalencia entre ambos paradigmas.

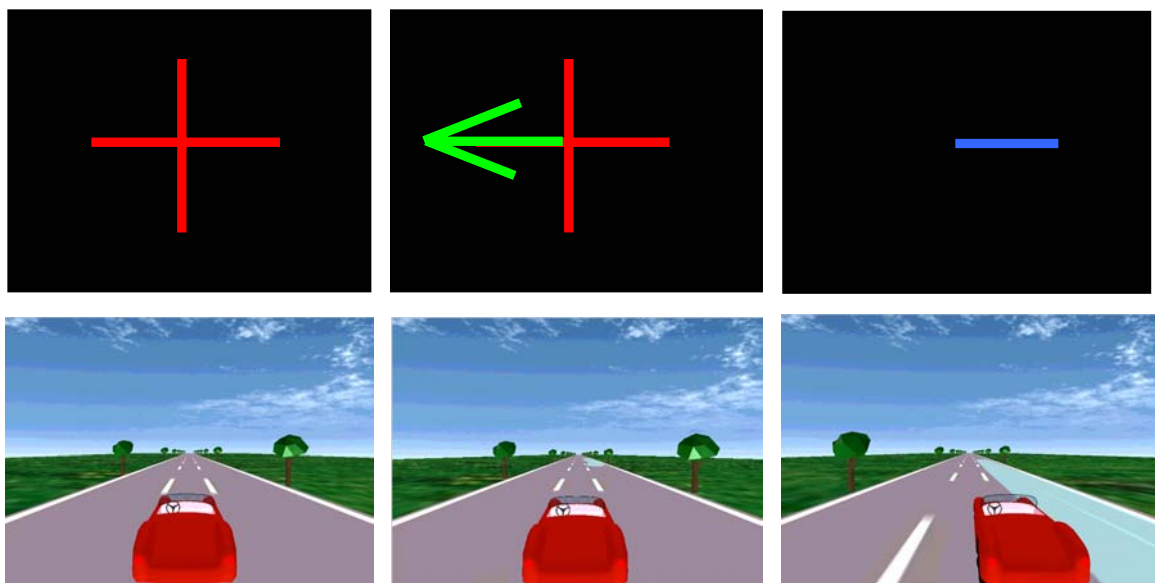


Figura 5-5: Temporización de las pruebas de los dos paradigmas.

- Periodo de reposo: En un escenario en continuo movimiento, el coche se encontraría circulando en el carril central de 3 carriles, indicando al sujeto que esté en reposo (esta indicación en el paradigma del *Graz BCI* se hace con la aparición de una cruz roja en el centro de la pantalla).
- Segundo periodo: En el inicio del segundo periodo, empezaría a visualizarse al fondo de la carretera un charco situado en el carril izquierdo o derecho, indicando la tarea mental que debería llevar a cabo el sujeto (esta indicación en el paradigma del *Graz BCI* se hace con la superposición de una flecha verde sobre la cruz roja).
- Tercer periodo: Al estar el vehículo circulando, dicho charco se iría acercando encontrándose en un instante dado a la altura del coche, dando inicio al tercer periodo en el que el sujeto debería controlar el desplazamiento del coche para evitar el obstáculo. En este sentido, si el charco apareciera a la izquierda, el sujeto debería desplazar el coche hacia la derecha (equivalente a una flecha apuntando hacia la derecha en el *Graz BCI*). En caso de que éste apareciera a la derecha, el coche debería desplazarse hacia la izquierda. En las sesiones sin feedback, durante este periodo, el coche permanecería inmóvil en el carril central.

Para aumentar la inmersión se introducirán varias fuentes de sonido estéreo para simular el ruido del asfalto, del motor del coche y de las pisadas de charco. Al finalizar una prueba, el periodo entre prueba y prueba se indicaría poniendo la carretera en color negro y suavizando el ruido del asfalto.

Por último, hay que indicar que es en la etapa de control donde también se asigna una acción de control a cada una de las clases (estados mentales). En este caso, dicha acción vendrá asignada por el parámetro D_t que determinará en el instante t , la longitud y la dirección de la barra [Neup99a] en el caso del BCIREF, o el desplazamiento del coche en el caso del BCIRV.

El signo de D_t determinará si la clasificación corresponde a una clase o a otra. Una distancia $D_t > 0$ indicaría que el estado mental realizado en ese momento por el sujeto correspondería a una clase “derecha”, y una distancia $D_t < 0$ a una clase “izquierda”. Si el signo de D_t indica a qué clase pertenece la muestra de entrada, su magnitud determinará la certeza de la clasificación.

5.4 Implementación del banco de pruebas

El diagrama de bloques del banco de pruebas a implementar es el que se muestra en la figura 5-6. Éste puede dividirse en dos partes: una de ellas sería el hardware encargado de adquirir las señales de entrada y otra, la plataforma sobre la cual correrá la aplicación, formado esta última por un PC en el que se incluirá la tarjeta de adquisición de datos.

Hardware de adquisición.

Para adquirir las 4 señales electrofisiológicas requeridas en este estudio se ha hecho uso de un polígrafo de Coulbourn Instruments LabLinc [Coul]. Dicho polígrafo está formado por una base que incluye la fuente de alimentación y una serie de módulos que se apilan encima de la base y son los encargados de la adquisición de las diferentes señales. Para las señales EEG, se ha hecho uso de un amplificador modelo Coulbourn V75-08; para la TC, un fotopleletismógrafo modelo Coulbourn V71-40; y para el GSR, un medidor de impedancia modelo Coulbourn V71-23.

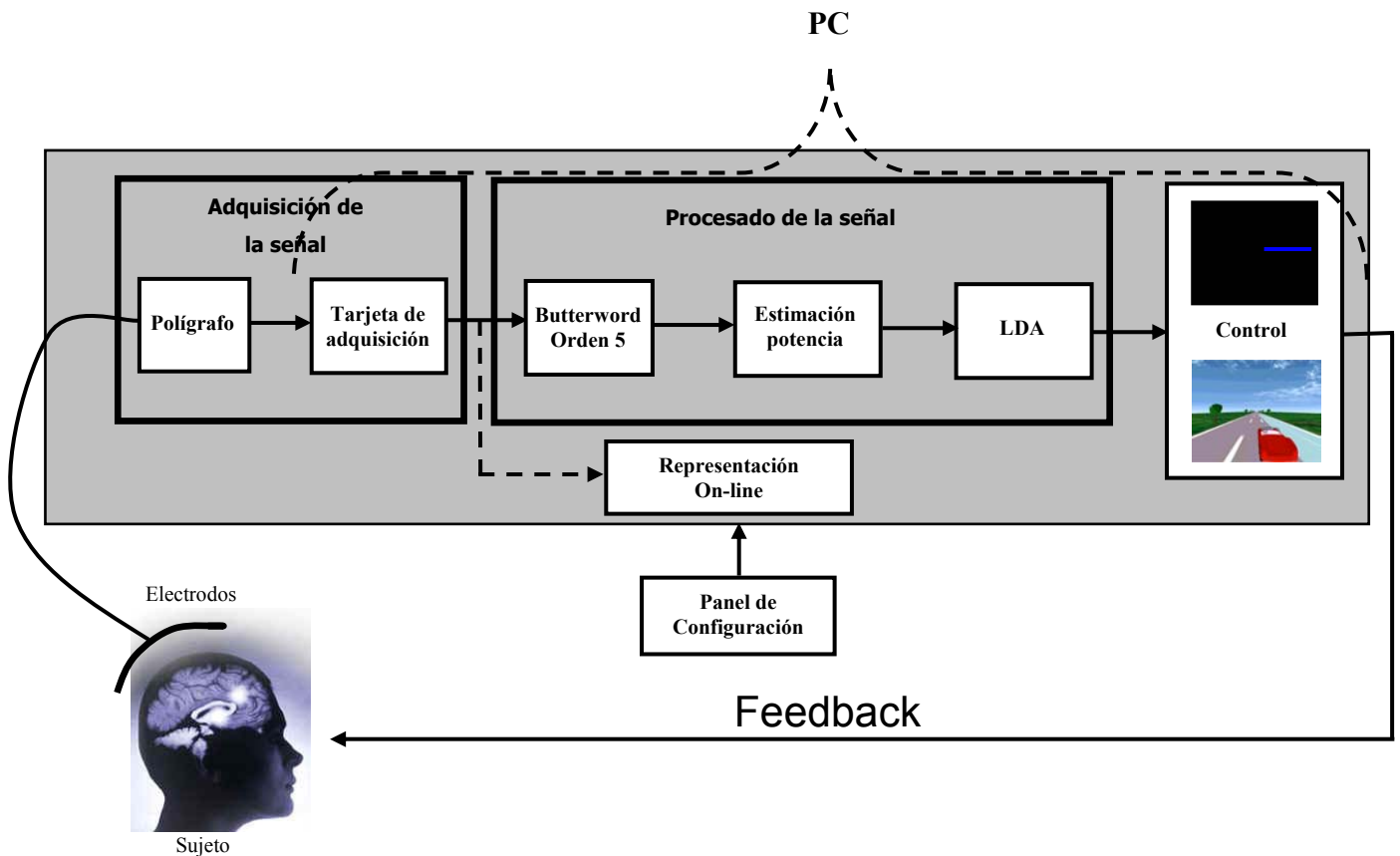


Figura 5-6: Diagrama de bloques del banco de pruebas a implementar.

El módulo V75-08 es un amplificador de 4 canales EEG con un control de ganancia independiente para cada uno de ellos, siendo la ganancia máxima de 50000. Entre sus características cabe destacar que tiene una impedancia de entrada de 10 MΩ y un rechazo al modo común mínimo de 105 dB. Por otro lado, dispone de un filtro Butterworth de orden 2 con una banda de paso comprendida entre 1 y 45 Hz, dejando pasar la banda EEG de interés. Dicho módulo tiene el inconveniente de no ser realmente un amplificador biopotencial al no proporcionar un aislamiento absoluto al sujeto bajo prueba. En efecto, dicho amplificador si bien es cierto que está aislado de la fuente de alimentación, sus salidas no disponen de circuitería que proporcionen protección eléctrica al sujeto, lo que supone un riesgo importante si éstas están interconectadas a la red eléctrica a través de la tarjeta de adquisición y, por lo tanto, del propio PC.

Referente al módulo V71-23, cabe destacar que consiste en un medidor de impedancia que mide la diferencia de tensión entre los electrodos tras aplicar una corriente continua a través de éstos. Una escala de sensibilidad comprendida entre 10 y

1000 milivoltios/ μ Siemens permite ajustar la tensión de salida de acuerdo a la conductancia de la piel de cada sujeto.

Plataforma para correr la aplicación.

Las limitaciones impuestas por el amplificador de 4 canales EEG obligan a hacer uso de un PC portátil, permitiendo este último trabajar sin conexión a la red y de esta forma garantizar la seguridad del sujeto. Finalmente, se ha hecho uso de un PC portátil con una tarjeta gráfica de 64 MB (ATI M9CSP), un procesador Pentium 4 a 2.53 GHz y con 256 MB de DRAM. El sistema operativo utilizado ha sido Windows 98. La digitalización de las señales se ha llevado a cabo a través de una tarjeta de adquisición de datos PCMCIA DAQCard-6036E de National Instruments de 16 canales, con un conversor de 16 bits de resolución y una frecuencia máxima de muestreo de 200 KHz.

5.4.1 Implementación del BCIREF

La implementación del sistema de referencia BCIREF no ha sido objeto de un simple desarrollo con el fin de permitir obtener resultados previos necesarios para evaluar la interfaz objetivo de esta tesis. Dicho sistema ha sido la primera interfaz cerebro-computadora desarrollada y prototipo de la interfaz definitiva. Si bien es cierto que las especificaciones estaban claramente establecidas al tratarse de un diseño ya existente, su desarrollo no ha estado exento de problemas. Conviene indicar que antes de pasar al desarrollo de esta implementación, se prestó especial interés en estudiar y comprobar las características de la señal EEG en relación a la actividad motora [Ron01].

Esta aplicación ha sido desarrollada en MATLAB (versión 6.5). Para el procesamiento on-line se ha utilizado el paquete *Signal Processing Toolbox* (versión 6.0). La comunicación entre la tarjeta y la aplicación se ha realizado a través del paquete *Data Acquisition Toolbox* (versión 2.2) que hace uso de las funciones que proporcionan los drivers de la propia tarjeta de National Instruments (NI-DAQ versión 6.9.3), haciendo que dicha comunicación sea prácticamente transparente al programador.

En la figura 5-7 se muestra un diagrama de flujo muy simplificado de cómo sería en esta primera aplicación el proceso de adquisición, de procesamiento¹³ y de control.

¹³ En este diagrama, al hablar de procesamiento no se está refiriendo exclusivamente al procesamiento de la señal (filtrado, cálculo de potencia y clasificación), el cual sólo se realiza durante el periodo de análisis, es decir, durante el tercer periodo de la prueba. Procesado puede incluir cualquier tratamiento de parámetros internos a la aplicación y necesarios para modificar el paradigma de entrenamiento en la etapa de control.

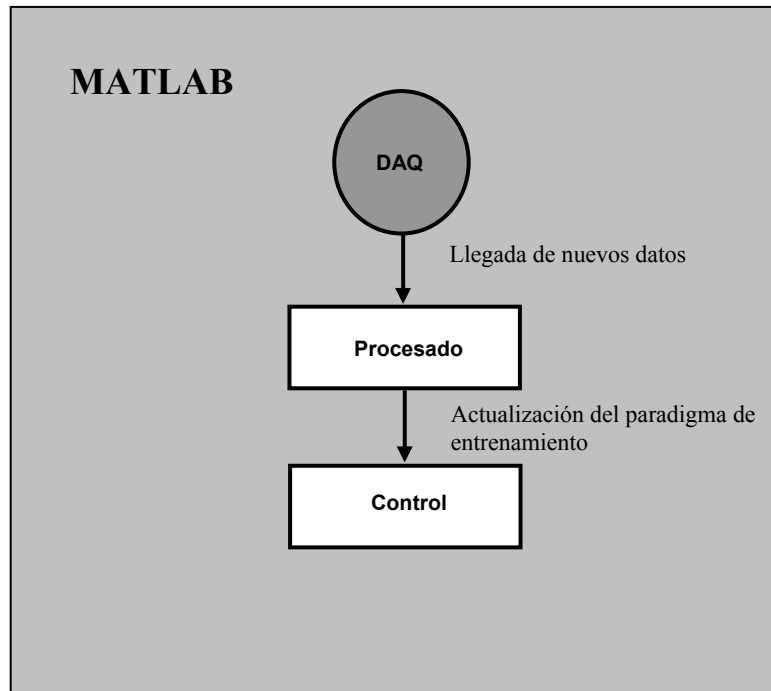


Figura 5-7: Diagrama de flujo correspondiente a la aplicación del sistema BCIREF.

En dicho sistema, si bien todo ha sido desarrollado en el entorno de MATLAB, realmente sólo existe un proceso encargado de controlar y temporizar la aplicación. Dicho proceso se refiere al que realiza el módulo de adquisición (DAQ) de manera que, una vez establecida la frecuencia de muestreo y cada cuanto tiempo se desea operar sobre los datos, el paquete *Data Acquisition Toolbox* permite que la tarjeta de adquisición transfiera directamente las nuevas muestras a una variable, dando comienzo el procesado. Una vez finaliza dicho procesado, se pasa a la etapa de control encargada de actualizar el paradigma de entrenamiento presentado al sujeto a través del monitor, y en su caso, de actualizar el feedback. Para que la aplicación funcione correctamente, es necesario que dicha actualización del feedback finalice antes de que se transfieran nuevas muestras¹⁴.

En el apéndice F pueden encontrarse los paneles de configuración a través de los cuales se puede acceder a la aplicación del BCIREF.

5.4.2 Validación y limitaciones del BCIREF

El sistema se divide en diferentes bloques que han sido necesarios validar para asegurar el correcto funcionamiento del sistema completo. Dichas validaciones han sido realizadas en condiciones normales, es decir, en las condiciones en las que se suele usar un sistema BCI, siendo la característica más importante la baja frecuencia de muestreo que se suele emplear.

¹⁴ Conviene recordar que lo que realmente consume recursos del sistema es el procesado de la señal.

La principal problemática de este sistema no está sólo en la adquisición de las señales, sino también en los múltiples procesos on-line que se realizan sobre éstas: filtrado, cálculo de potencia y clasificación basado en el algoritmo LDA.

El bloque de adquisición de la señal fue relativamente fácil de validar gracias a una señal de calibración que posee el amplificador de canales EEG y que consiste en una señal cuadrada de 1 Hz y 50 μ V de amplitud. Validar el bloque de procesado (en especial el filtrado y el cálculo de la potencia) conllevó un esfuerzo mucho mayor, siendo la principal preocupación asegurar que el procesado se realizara en el tiempo exigido, sufriendo en caso contrario, pérdida de muestras.

Para validar este bloque de procesado se procedió de la siguiente manera:

- 1) Adquisición de una señal de entrada de una determinada duración (dicha señal, en algunos casos se originó a través de un generador de funciones y en otros casos, se adquirió directamente una señal EEG).
- 2) Registro y almacenamiento, para cada ventana de procesado, de la señal resultante que se iba originando cada vez que ésta sufría un determinado proceso (filtrado, cálculo de potencia y clasificación).
- 3) Repetición off-line de los diferentes procesos sobre la traza completa.
- 4) Comprobación de que todos los resultados parciales correspondientes al procesado on-line y off-line coincidían.

Hay que señalar que dicha validación se realizó en numerosas ocasiones y variando múltiples parámetros que pudieran afectar a los resultados: “ventana de procesado”, “ventada de desplazamiento”, frecuencia de muestreo, etc.

Otra comprobación muy importante resultó ser la sincronización entre el paradigma de entrenamiento mostrado al sujeto y la temporización de las pruebas. Para asegurar esto último, se registraron y comprobaron todos los tiempos cada vez que se producía algún evento: inicio de una prueba, instante de aparición del objetivo, inicio del periodo del feedback, etc.

Conviene señalar que antes de validar el sistema con el paradigma del *Graz BCI*, éste ya fue validado y evaluado en una versión preliminar. En ésta, el paradigma de entrenamiento se basaba en el desplazamiento de un cursor, tal y como propone [Wolp91], la extracción de características en un modelo autorregresivo, y el clasificador en un sencillo detector de umbrales. Una descripción más detallada del sistema completo y de los resultados obtenidos puede encontrarse en [Ron02].

En cuanto a las limitaciones del sistema, hay que destacar que éste cumplía con todas las especificaciones exigidas, sin embargo, era necesario comprobar que el feedback proporcionado tenía un efecto continuo.

Este requisito viene impuesto principalmente por el tiempo necesario para el procesado de los datos, el cual dependerá del número de muestras a procesar, siendo esto último un parámetro estrechamente relacionado con la frecuencia de muestreo y el tiempo de la ventana de procesado.

Puesto que las restricciones temporales eran bastante exigentes, se trató de determinar las limitaciones del sistema considerando los parámetros exigidos para la

evaluación¹⁵. Con estas condiciones, la máxima frecuencia de actualización del feedback que aseguraba un correcto funcionamiento del sistema resultó ser de 32 Hz, es decir, que el mínimo desplazamiento que podía realizarse sobre la ventana de procesado llegó a alcanzar las 4 muestras¹⁶, o lo que es lo mismo, cada 31.25 milisegundos el sistema era capaz de proporcionar una salida.

Hay que resaltar que esta frecuencia de refresco es superior a los 25 Hz exigidos para que imágenes sucesivas sean percibidas por el ojo humano como imágenes continuas, sin embargo, también hay que indicar que esta velocidad se ha conseguido alcanzar bajo ciertas condiciones de uso del sistema. Dichas restricciones se refieren a la imposibilidad de usar la opción que permite visualizar on-line cualquier registro de las señales¹⁷. Esto no es un impedimento importante puesto que esta posibilidad de representación resulta interesante sólo para comprobar el correcto registro de las señales, no siendo necesario cuando los sujetos llevan a cabo una sesión de entrenamiento.

5.4.3 Implementación del BCIRV

Inicialmente, se procuró aprovechar la interfaz ya desarrollada haciendo uso del *Toolbox* del MATLAB *Virtual Reality* (versión 3.0). Tras realizar varias pruebas con mundos muy sencillos, se observó que la velocidad de actualización del feedback decrecía impidiendo una sensación de continuidad, siendo éste, el principal motivo por el que se optó por desarrollar esta interfaz haciendo uso de un lenguaje compilado. Otro motivo, y no menos importante, por el que se abandonó la idea de usar MATLAB, fueron las limitaciones que presentaba el *Virtual Reality Toolbox* a la hora de desarrollar mundos virtuales inmersivos, ya que para futuros estudios sería interesante incorporar periféricos de realidad virtual no usados en esta tesis (trackers, visión estereoscópica, guantes, etc.).

Finalmente, la aplicación ha sido desarrollada en Visual C++ (versión 6.0), permitiendo de esta manera una mayor flexibilidad de cara a introducir nuevas modificaciones. Para el desarrollo de los mundos virtuales se ha hecho uso del software *WorldToolKit* (versión 9) [Worl].

Debido a esta necesidad de rediseño, si bien es cierto que la interfaz finalmente desarrollada es una réplica de la primera, también hay que mencionar que su diseño ha sido ciertamente cuidado con la intención de desarrollar una aplicación final que pudiera tener más opciones que las exigidas en este estudio, de cara a futuras investigaciones.

En la figura 5-8 se muestra de nuevo un diagrama de flujo muy simplificado de cómo sería todo el proceso en esta segunda aplicación.

¹⁵ Frecuencia de muestreo de 128 Hz y “ventana de procesado” de 64 muestras, tal y como se indicó en el apartado 5.3.2.

¹⁶ Dicho desplazamiento corresponde al parámetro “ventana de desplazamiento” de la figura 5-2.

¹⁷ Dicha opción se explica en la descripción de los paneles de configuración, en el apéndice F.

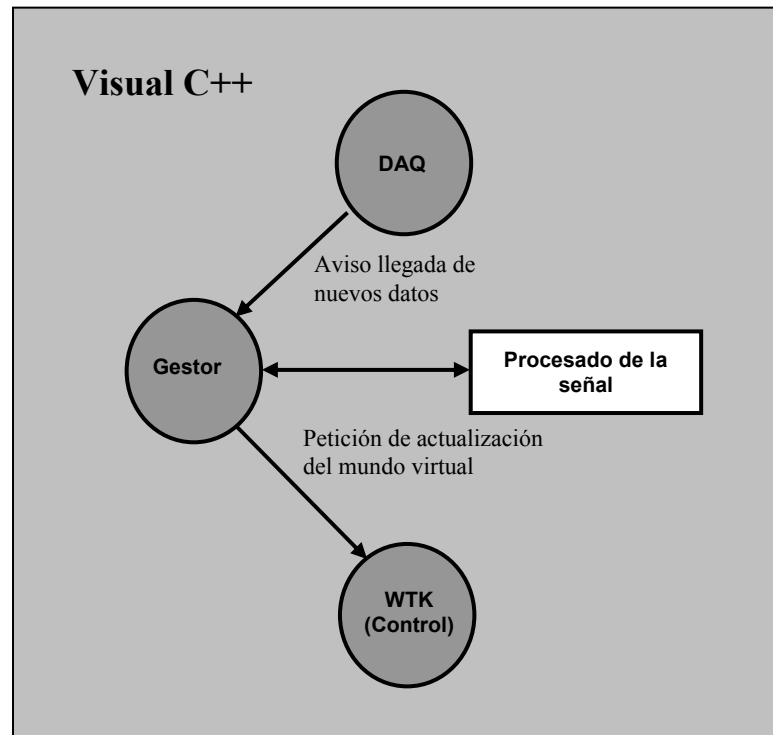


Figura 5-8: Diagrama de flujo correspondiente a la aplicación del sistema BCIRV.

En esta ocasión, el diagrama representa dos procesos independientes que corren sobre la misma aplicación y que son controlados por un módulo principal que recibe el nombre de “Gestor”.

El primero de los procesos corresponde al módulo de adquisición “DAQ” que avisa al módulo “Gestor” (a través de funciones *callback*) de que está disponible una ventana de datos para ser procesada. Cuando “Gestor” recibe una de estas notificaciones la atiende, realizando el procesado oportuno¹⁸. Una de las fases de dicho procesado consiste, como consecuencia de la actualización del paradigma de entrenamiento, en realizar una petición para que se actualice el mundo virtual¹⁹. De esto último se encarga el proceso “WTK”, siendo *WorldToolKit* (*WTK*) el responsable de ello. Para el renderizado de un mundo virtual, *WTK* corre continuamente en un bucle de simulación de forma paralela a la adquisición. Debido a la manera en que funciona *WTK*, aunque “Gestor” realice una petición (para ello hace uso de la API de *WTK*) para modificar alguna característica del mundo virtual²⁰, este último no es actualizado realmente hasta la siguiente iteración del bucle de simulación desde que tuvo lugar la llamada. Lo anterior pone de manifiesto que debe asegurarse que la velocidad de renderizado (o

¹⁸ Dicho procesado incluirá el procesado de la señal si se está en el periodo de análisis. Esto viene representado en el diagrama de la figura 5-8 con una flecha de doble sentido indicando que los datos son transferidos al bloque de procesado de la señal y son devueltos al módulo gestor una vez que dicho procesado ha finalizado.

¹⁹ La actualización del mundo virtual corresponde a la etapa de control. Tal y como se mencionó en el capítulo de metodología, la presentación del mundo virtual se hará a través de unos cascos HMD y no se hará uso de visión estereoscópica.

²⁰ Aparición del objetivo, actualización del desplazamiento del coche, finalización de la prueba, etc.

número de *frames* por segundo) sea superior a la frecuencia de procesado para garantizar la correcta actualización del mundo virtual.

En el apéndice F pueden encontrarse los paneles de configuración a través de los cuales se puede acceder a la aplicación del BCIRV.

5.4.4 Validación y limitaciones del BCIRV

Para validar esta segunda implementación se ha procedido de manera muy similar al método seguido en la validación de la primera implementación, con la ventaja de que ya se disponía de esta última como referencia.

Grosso modo, dicha validación se ha dividido en dos partes: una primera, para comprobar el correcto funcionamiento del sistema desarrollado antes de la incorporación de la interfaz gráfica y una segunda, para validar el sistema completo, comprobando en todo momento la correcta sincronización entre el paradigma de entrenamiento y la temporización de las pruebas.

En cuanto a las limitaciones del sistema, en esta ocasión éstas venían impuestas por el tiempo necesario para actualizar los mundos, lo que en cierto modo limitaba la complejidad de la interfaz gráfica a desarrollar. En efecto, puesto que las condiciones de uso de la primera implementación limitaban el parámetro “ventana de desplazamiento” a 4 muestras, en esta ocasión al sistema no se le ha exigido una mayor velocidad en el procesado de los datos sin embargo, éste debía ser capaz de procesar y de actualizar los mundos en los 31.25 milisegundos disponibles.

Al ser *WorldToolKit* el encargado de renderizar o refrescar los mundos virtuales, al sistema se le requería que la velocidad de renderizado fuera mayor que la frecuencia de procesado de la información y por ello, se fijó ésta a un mínimo de 100 *frames* por segundo, muy superior a los 32 Hz de frecuencia de procesado exigidos al sistema. Esta limitación impidió añadir extras (por ejemplo, vegetación adicional al paisaje) que permitieran desarrollar una interfaz gráfica más realista, pero a pesar de ello, la aplicación final ofrece unos resultados que pueden considerarse muy atractivos.

Capítulo 6

Evaluación

6.1 Introducción

En este capítulo se presentan los resultados obtenidos en las diferentes evaluaciones llevadas a cabo. En una primera parte se detallarán los parámetros comunes a las distintas evaluaciones y seguidamente, se pasará a establecer las condiciones de evaluación particulares de cada caso así como los resultados que se fueron obteniendo.

6.2 Condiciones de evaluación comunes a los dos sistemas

Independientemente de la evaluación que se pretenda llevar a cabo, se parte del principio de que existe una serie de condiciones que debe ser respetada en todos los casos con el fin de garantizar la mayor homogeneidad entre las diferentes variables que puedan alterar los resultados.

Protocolo de entrenamiento.

El protocolo de entrenamiento seguido es el propuesto en [Guge01] y descrito en el apéndice B. En él, los sujetos debían someterse a 7 sesiones de entrenamiento y se distribuyeron a razón de 3 sesiones por semana. De esta manera, la configuración del protocolo de entrenamiento de acuerdo a la figura 2-9 del apartado 2.3.2.1.2 quedaría como se muestra en la figura 6-1.

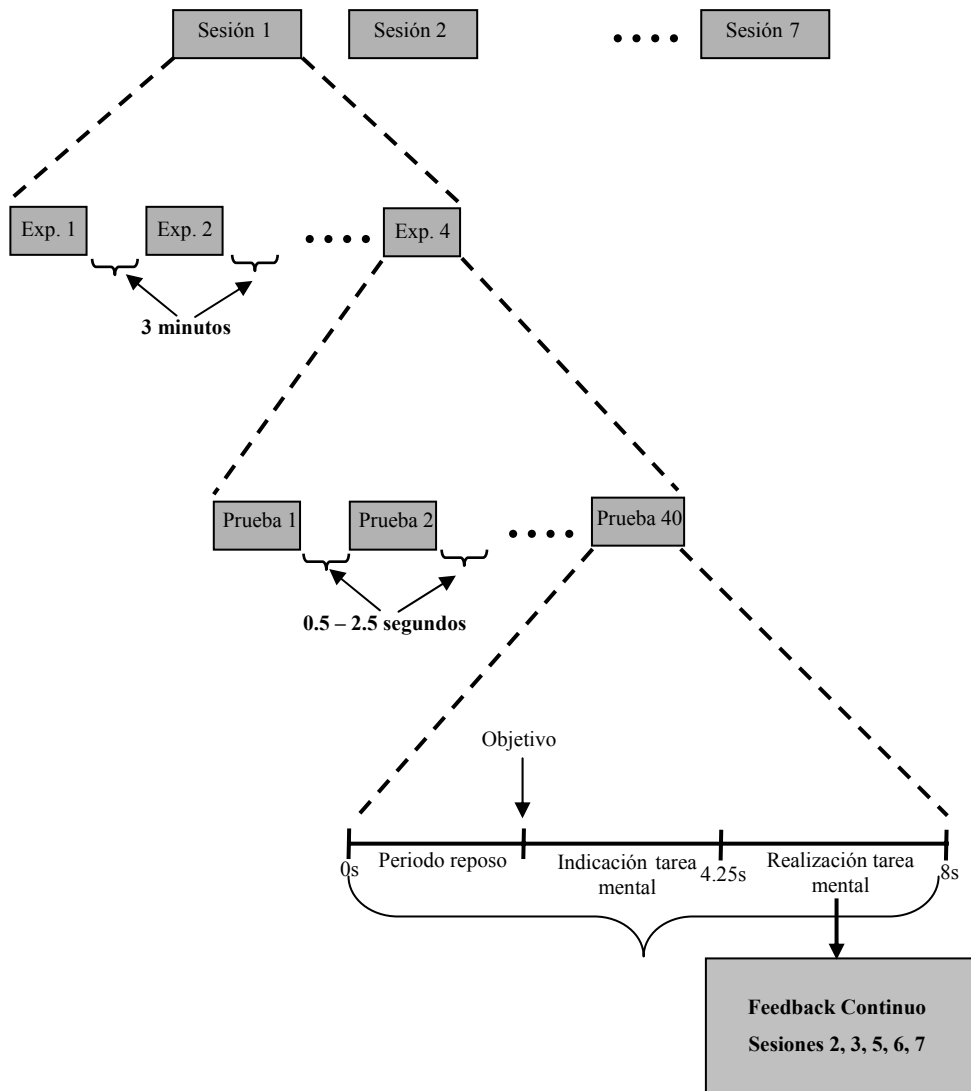


Figura 6-1: Protocolo de entrenamiento seguido en las diferentes evaluaciones.

Registro de señales.

Tal y como propone [Guge01], las diferentes señales registradas se muestrearon a una frecuencia de 128 Hz. Para el registro de cada una de ellas se procedió de la siguiente manera:

- El registro de las señales EEG se llevó a cabo a través de dos canales bipolares con electrodos de oro situados en las zonas sensomotoras correspondiente a las áreas de la mano derecha e izquierda. Los electrodos activos se situaron 2.5 cm antes y después de las posiciones C3 y C4, correspondientes al “sistema 10-20” de colocación de electrodos [Jasp58]. El electrodo de referencia se situó en la posición FPz, según este mismo sistema. La ganancia de amplificación del módulo V75-08 encargado de registrar estas señales se estableció en 50000.

- La tasa cardiaca se registró a través de un fotopletismógrafo con el sensor colocado en el pulgar izquierdo del sujeto.
- La conductancia de la piel se registró a través de un medidor de impedancia mediante dos electrodos desechables colocados en la yema de los dedos medio e índice de la mano derecha. La escala de sensibilidad del módulo V71-23 se estableció en 100 milivoltios/ μ Siemens.

Procesado on-line de las señales EEG.

- El filtrado de las señales se llevó a cabo a través de un filtro paso banda tipo Butterworth de orden 5.
- La estimación de las potencias P_i^{C3} y P_i^{C4} se realizó en ventanas de medio segundo, resultando una ventana de procesado de 64 muestras.
- En las sesiones con feedback, el resultado de la clasificación a través del cómputo de la distancia D_t se realizó cada 4 muestras, es decir, a intervalos de $t = 31.25$ ms, consiguiendo una frecuencia de actualización del feedback de 32 Hz.

Procesado off-line de las señales EEG.

Si bien en el apartado 4.4.3.3.1 del capítulo de metodología se adelanta algo sobre el procesado off-line de las señales EEG, una descripción mucho más detallada se puede encontrar en el apéndice A. A continuación se señalan los diferentes parámetros seleccionados para la ejecución de los diferentes pasos que consta dicho procesado. La mayoría de estos parámetros han sido escogidos de acuerdo al tutorial de la aplicación *g.Bsanalyze* [GBSa].

1. Para determinar la banda de frecuencia reactiva de cada sujeto, el intervalo de referencia se centró dentro del periodo de reposo, concretamente entre los instantes 0.5 s y 1.5 s, y el periodo activo entre los instantes 6 s y 7 s, es decir, en pleno periodo durante el cual el sujeto debía llevar a cabo una tarea mental.
2. El número de trazas disponibles para el cómputo de las curvas de ERD/ERS fue de 80 para cada clase. Al igual que para el procesado on-line, el filtrado se realizó a través de un filtro paso banda tipo Butterworth de orden 5. El intervalo de referencia escogido fue el mismo que el correspondiente al paso anterior (0.5 s – 1.5 s).
3. Respetando el procesado on-line que se realizó sobre las señales EEG, la estimación de la potencia off-line también se llevó a cabo en ventanas de medio segundo.
4. En cuanto a la obtención de las curvas de tasa de error $e_t^{(s)}$ de cada sesión s , y los pesos del clasificador w_1 , w_2 y el offset w_0 para las sesiones con feedback, el procedimiento seguido fue el mismo que el descrito en el apéndice A. Concretamente, el análisis dio comienzo en instante 1 s siendo el intervalo de análisis de $t = 500$ ms.

6.3 Primer experimento: evaluación con el sistema BCIREF

A continuación se va a pasar a describir la metodología llevada a cabo para esta primera evaluación y los resultados obtenidos.

6.3.1 Metodología

6.3.1.1 Paradigma de entrenamiento

En esta primera evaluación, los sujetos fueron sometidos al paradigma de entrenamiento propuesto en [Guge01], uno de los correspondientes al *Graz BCI*, y detallado en el apéndice B. Las tareas mentales a discriminar fueron imaginación de movimientos de la mano derecha frente a imaginación de movimientos de la mano izquierda. Los sujetos, situados a unos 150 cm de un monitor, debían someterse a unas determinadas pruebas cuya temporización se muestra en la figura 6-2.

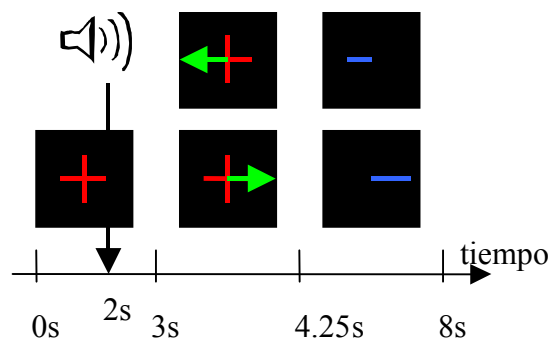


Figura 6-2: Temporización de la prueba para la primera evaluación.

De esta manera, de acuerdo a lo descrito en el apartado 5.3.3 y reflejado en la figura 5-3, los parámetros temporales que definen la estructura de una prueba para el caso de este paradigma concreto quedarían como sigue:

- $t_{\text{cursor}} = 0 \text{ s}$
- $t_{\text{objetivo}} = 3 \text{ s}$
- $t_{\text{inicio-análisis}} = 4.25 \text{ s}$
- $d_{\text{análisis}} = 3.75 \text{ s}$
- $d_{\text{prueba}} = 8 \text{ s}$

6.3.1.2 Sujetos

En esta primera evaluación se contó con la participación de 10 estudiantes, 5 del sexo femenino (S3, S5, S6, S7 y S10) y 5 del sexo masculino (S1, S2, S4, S8 y S9), con edades comprendidas entre 21 y 26 años. Todos los sujetos fueron seleccionados independientemente de su capacidad inicial para controlar sus señales EEG y ninguno de ellos tenía experiencia previa en BCI. Todos ellos se presentaron voluntariamente y de los 10, sólo uno era zurdo (S3).

6.3.1.3 Medidas objetivas y medidas subjetivas

Las señales registradas en el transcurso de esta evaluación incluyeron las dos señales EEG, la TC y el GSR. En cuanto a las medidas subjetivas, los sujetos fueron sometidos al test de Toulouse-Pierón y a los cuestionarios previos y posteriores a las sesiones de entrenamiento.

6.3.2 Resultados

6.3.2.1 Bandas reactivas

Para cada uno de los sujetos se estudió la actividad EEG en las bandas mu y beta. Si bien algunos presentaban cierta actividad en la banda beta, ésta era más importante en la banda mu, siendo los márgenes de frecuencia resultantes los que se muestran en la siguiente tabla:

Sujetos	S1	S2	S3	S4	S5	S6	S7	S8	S9	S10
Banda reactiva (Hz)	8-12	10-13	7-13	8-12	8-12	7-11	9-13	10-12	8-12	10-12

Tabla 6-1: Bandas de frecuencia reactiva para los sujetos de la primera evaluación.

6.3.2.2 Porcentajes de clasificación

A continuación, para cada sujeto se representan las curvas de tasa de error $e_t^{(s)}$ obtenidas a lo largo del periodo de la prueba y para las diferentes sesiones s . Cada una de esas curvas viene acompañada de un cuadrado negro que refleja el instante de menor error, indicándose el valor de ese porcentaje en la gráfica de barras. En cada figura, la curva más gruesa representa la media de la tasa de error obtenida como promedio de las $e_t^{(s)}$ a lo largo de las 7 sesiones y se identificará como E_t .

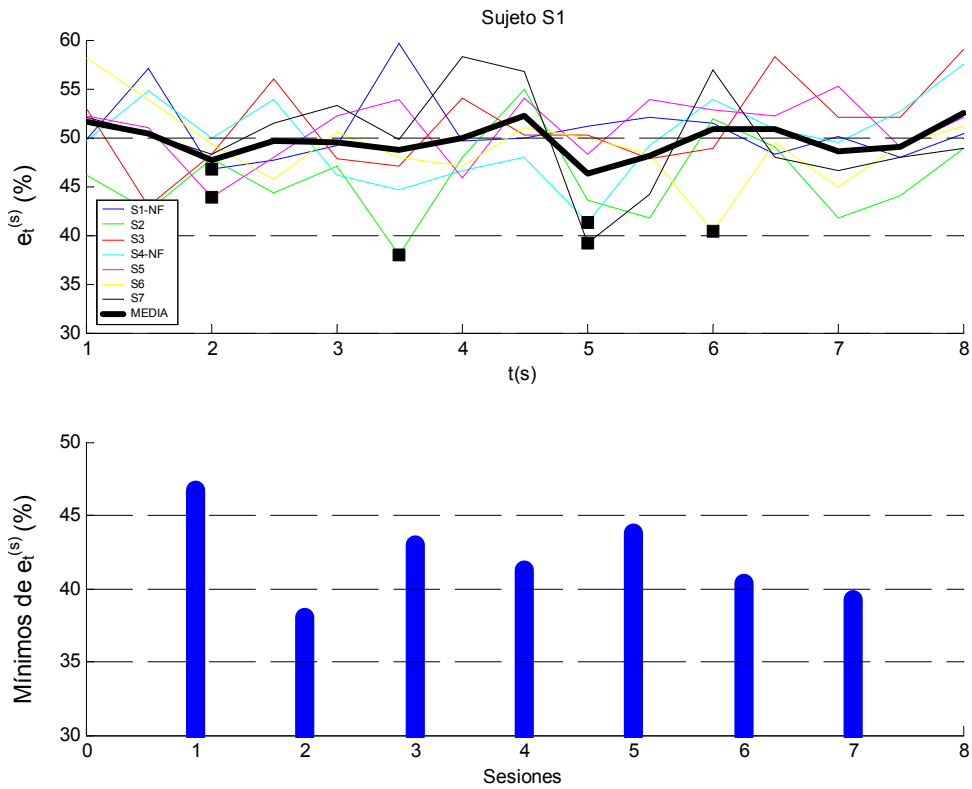


Figura 6-3: Curvas y mínimos de error de $e_t^{(s)}$ para el sujeto S1.

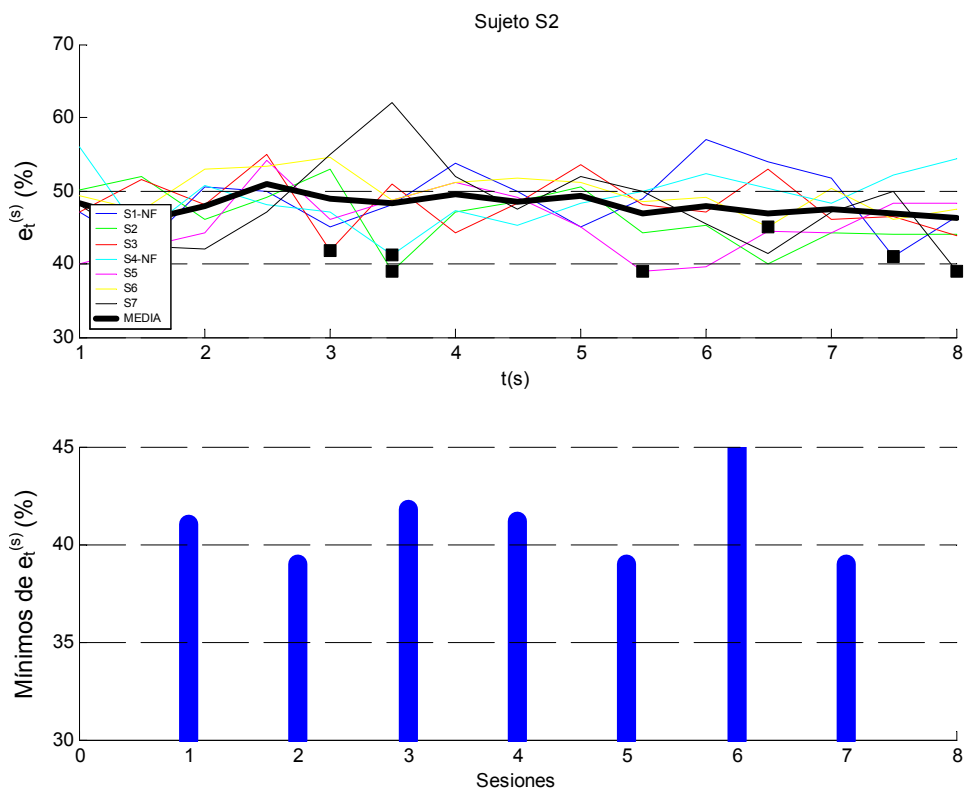


Figura 6-4: Curvas y mínimos de error de $e_t^{(s)}$ para el sujeto S2.

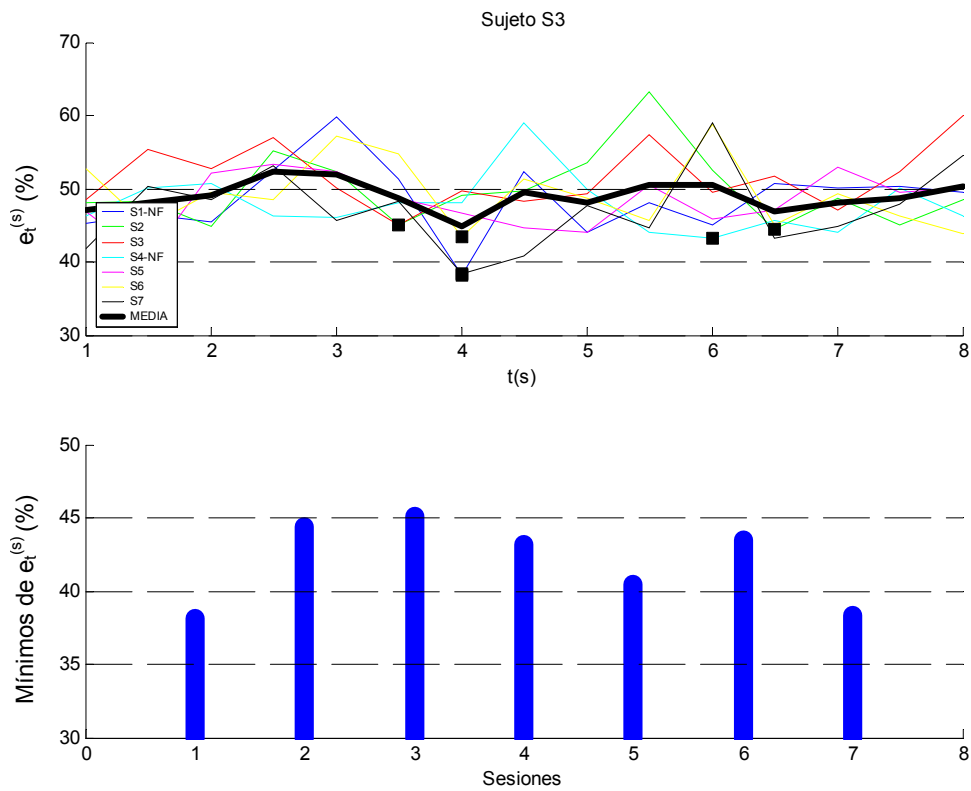


Figura 6-5: Curvas y mínimos de error de $e_t^{(s)}$ para el sujeto S3.

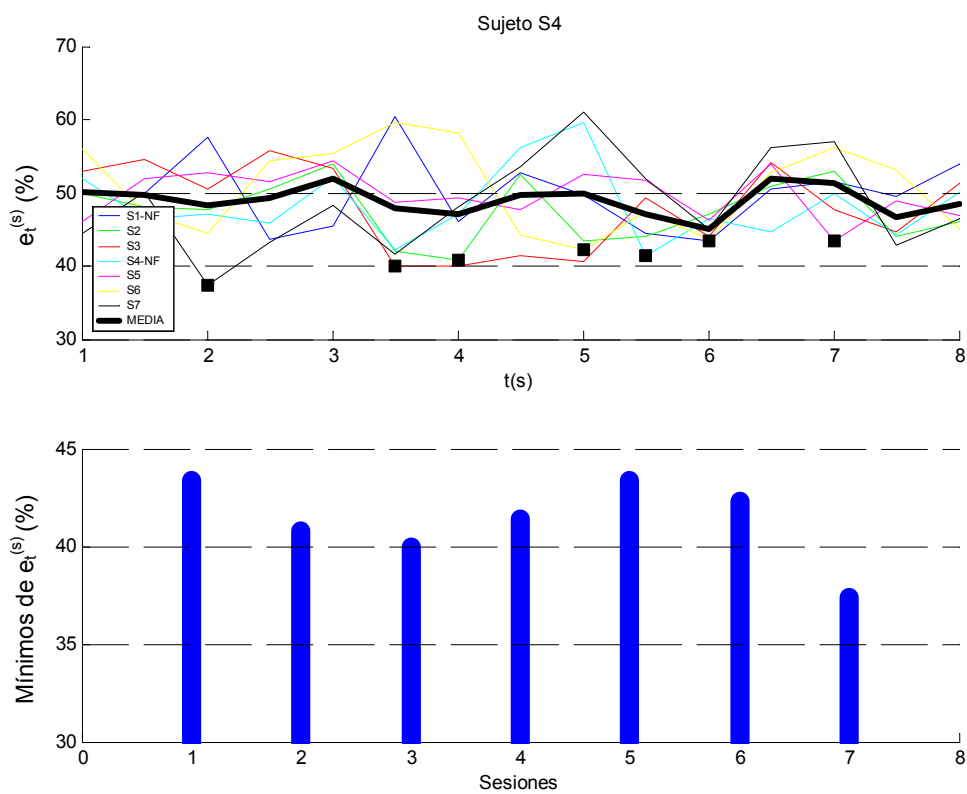


Figura 6-6: Curvas y mínimos de error de $e_t^{(s)}$ para el sujeto S4.

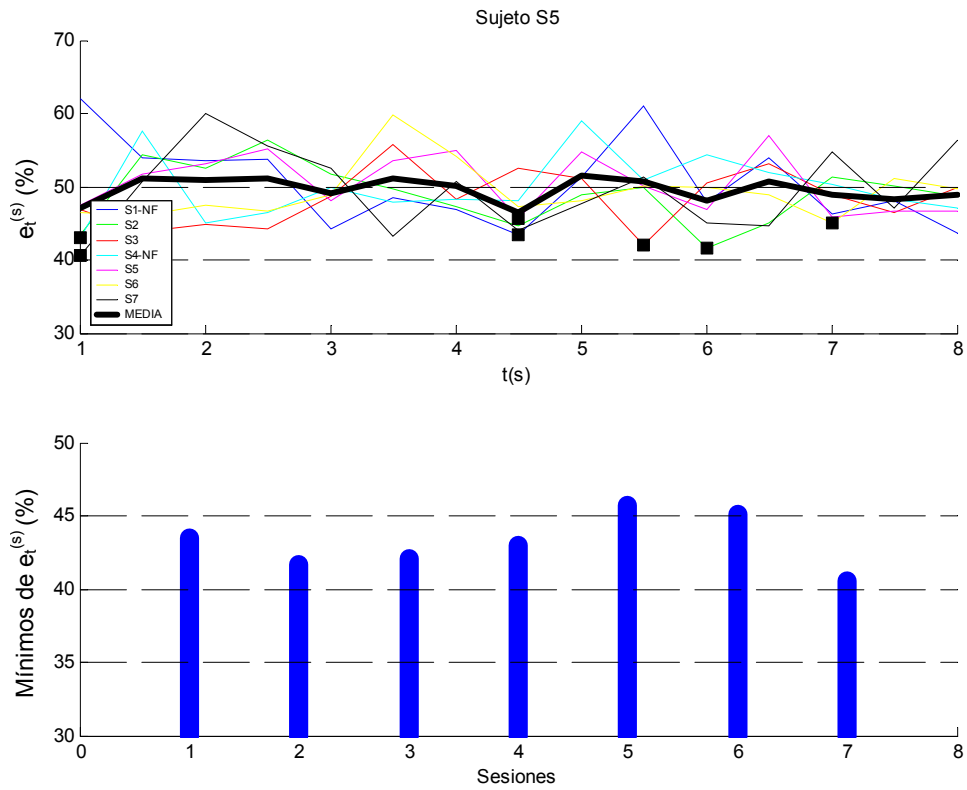


Figura 6-7: Curvas y mínimos de error de $e_t^{(s)}$ para el sujeto S5.

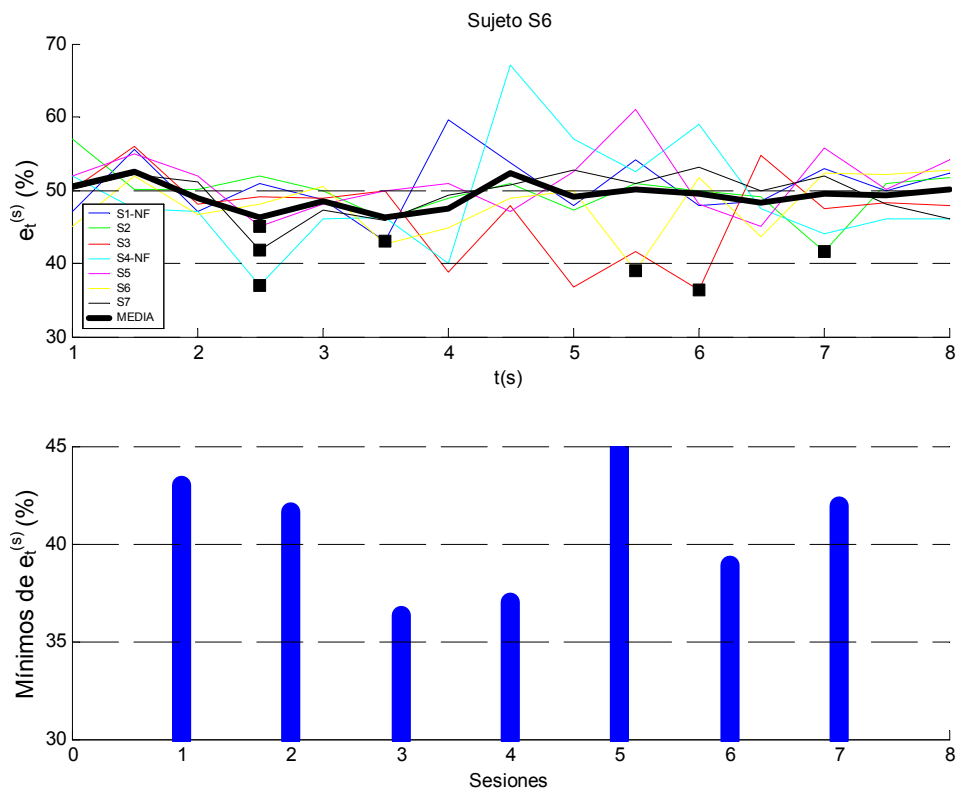


Figura 6-8: Curvas y mínimos de error de $e_t^{(s)}$ para el sujeto S6.

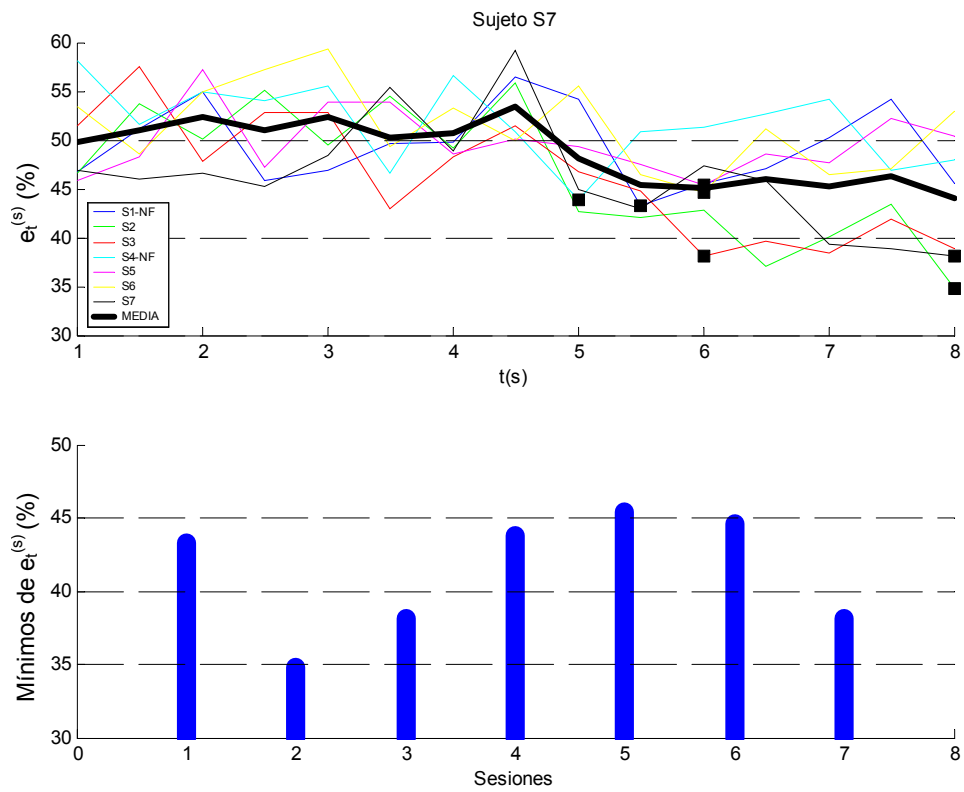


Figura 6-9: Curvas y mínimos de error de $e_t^{(s)}$ para el sujeto S7.

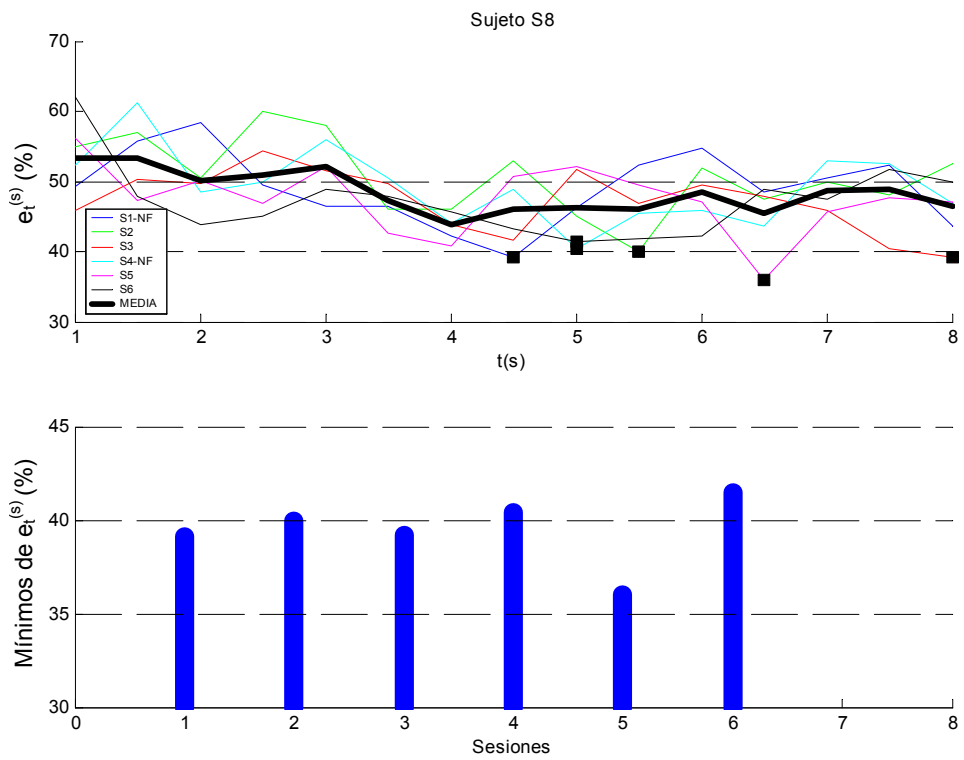


Figura 6-10: Curvas y mínimos de error de $e_t^{(s)}$ para el sujeto S8¹.

¹ Los datos EEG de la sesión 7 se perdieron accidentalmente.

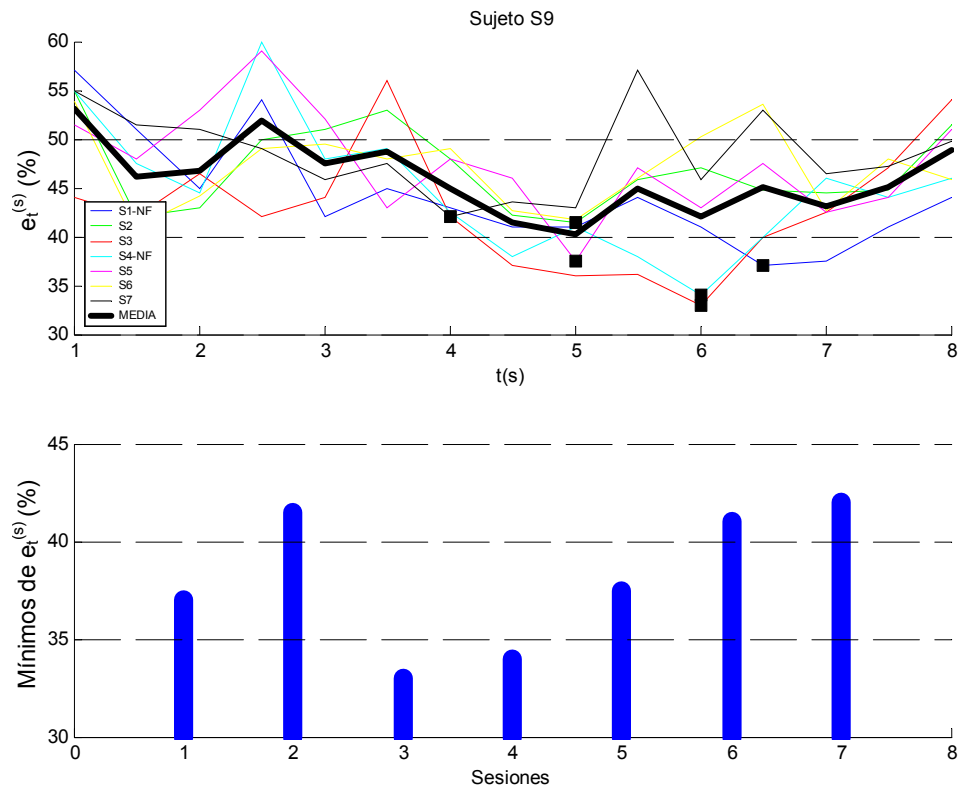


Figura 6-11: Curvas y mínimos de error de $e_t^{(s)}$ para el sujeto S9.

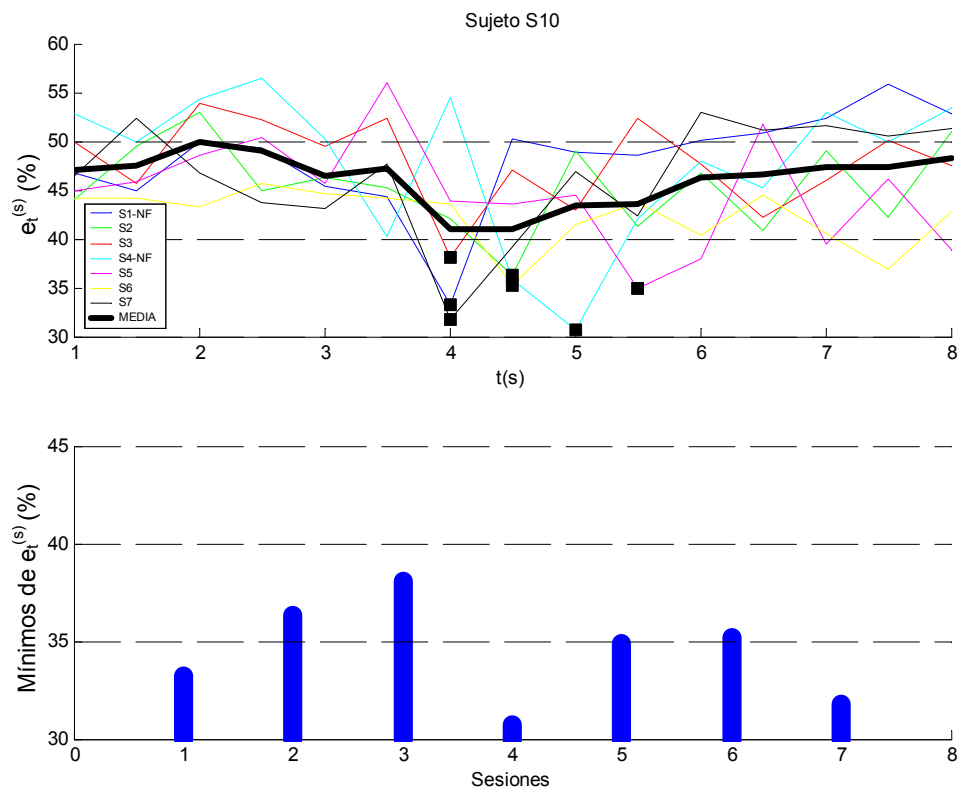


Figura 6-12: Curvas y mínimos de error de $e_t^{(s)}$ para el sujeto S10.

Valoración general de las curvas $e_t^{(s)}$.

De estas curvas de error se puede concluir que, por lo general, no se observa ningún aprendizaje por parte de los sujetos a medida que avanzan las sesiones. En cada sujeto, la evolución de las diferentes $e_t^{(s)}$ para cada una de las sesiones es un tanto aleatoria y no hay ninguna sesión, común a todos los sujetos, que destaque sobre las demás.

Análisis de las curvas de E_t .

Debido a estas observaciones, parece más interesante analizar y comparar el promedio E_t de las curvas de error $e_t^{(s)}$ entre cada uno de los sujetos, lo cual se muestra en la figura 6-13.

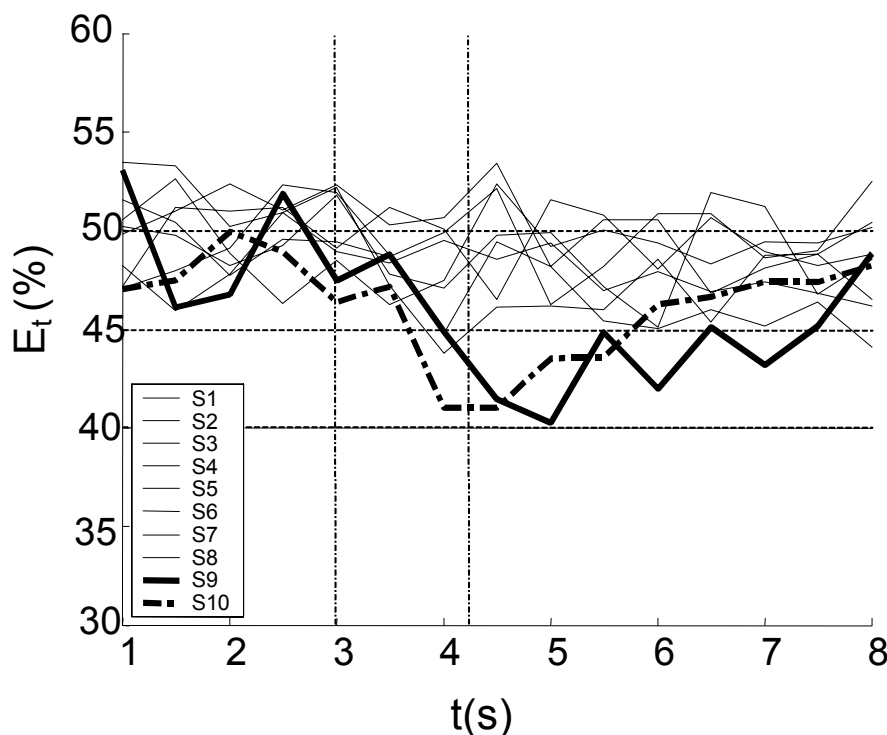


Figura 6-13: Curvas de error E_t para los 10 sujetos de la primera evaluación.

Al observar estas curvas se puede hacer una primera valoración de los resultados obtenidos, permitiendo distinguir dos grupos de sujetos de acuerdo a un criterio de umbrales en el porcentaje de error E_t . El grupo A, formado por 8 sujetos (S1 a S8) y cuyas curvas de error medio (línea fina) están por encima del 45%, y el grupo B, formado por los 2 últimos sujetos (S9 y S10) y cuyas curvas de error medio (línea gruesa) se aproximan durante algún intervalo de tiempo al 40% de error.

Análisis de los errores mínimos de $e_t^{(s)}$.

De acuerdo a este criterio, también resulta interesante representar conjuntamente todos los porcentajes de mínimo error obtenidos para cada una de las sesiones y para

cada sujeto, permitiendo conocer además los instantes de tiempo de mejor clasificación. En la figura 6-14, los asteriscos y los puntos representan estos valores para los sujetos pertenecientes al grupo A y al grupo B respectivamente (los símbolos de mayor tamaño corresponden a las sesiones con feedback y los de menor tamaño a las sesiones sin feedback). El número total de símbolos representados es de 70 (10 sujetos x 7 sesiones)².

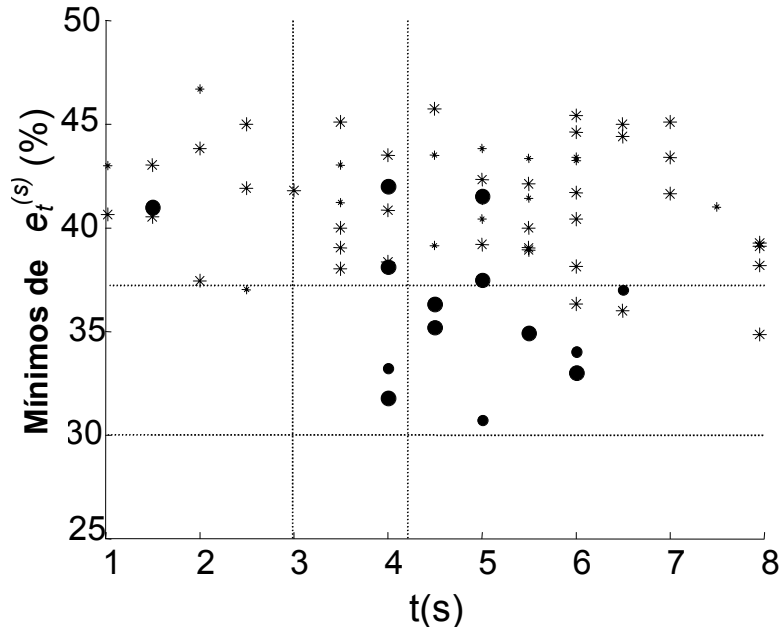


Figura 6-14: Mínimos porcentajes de $e_t^{(s)}$ obtenidos en cada sesión s de cada sujeto: primera evaluación.

En esta figura, se puede percibir cómo, en ningún caso, los porcentajes de mínimo error están por debajo del 30%, lo que hace deducir que en ninguna de las sesiones se ha logrado un buen control de las señales EEG por parte de los sujetos. A pesar de ello, sí se observa una clara diferencia entre los valores pertenecientes a los sujetos del grupo A y a los del grupo B. Para los sujetos del grupo A, la mayoría de estos valores se encuentra por encima del 37% de error (51 puntos de un total de 55) mientras que, para los sujetos del grupo B, la mayoría se encuentra por debajo de dicho umbral (9 puntos de un total de 14). Además, se puede comprobar cómo estos dos sujetos (S9 y S10) son los únicos que obtienen mínimos de error por debajo del 37% en las dos sesiones sin feedback (sesiones 1 y 4), siendo éstas últimas las que presentan unos de los mejores resultados de las 7 sesiones en las que participan (figuras 6-11 y 6-12). En cuanto al resto de los sujetos, en ninguno de ellos se alcanza simultáneamente en las dos sesiones sin feedback valores por debajo del 40%. Esto último ha dificultado establecer unos pesos óptimos para el clasificador en las siguientes sesiones con feedback.

Al examinar los instantes de tiempo en los que se producen dichos porcentajes de mínimo error, se pueden extraer ciertas observaciones. En la figura 6-14 se puede

² Realmente, el número total de símbolos es de 69, como consecuencia de la pérdida de los datos de una de las sesiones del sujeto S8.

comprobar cómo una cantidad importante de estos valores se encuentra entre los instantes 3.5 s y 6 s (43 puntos de 69, es decir, el 62% del total de los valores) y no al final de la prueba (entre los instantes 6.5 s y 8 s, sólo hay 12 puntos de los 69 totales). Esto ocurre muy especialmente para los dos sujetos del grupo B que de los 14 valores, 12 los concentran entre esos instantes, lo que está en concordancia con la forma de sus curvas E_t correspondientes a la figura 6-13. En efecto, para los sujetos S9 y S10 se observa cómo dichas curvas decrecen bruscamente a partir del instante $t = 3.5$ s, sin embargo, en cuanto aparece el feedback ($t = 4.25$ s), éstas tienden a empeorar siendo una posible causa de este empeoramiento una pérdida de concentración a medida que transcurre el periodo de éste.

Al particularizar para los sujetos del grupo A, se observa cómo aparece una cantidad apreciable de mínimos de error (en especial pertenecientes a sesiones con feedback) entre los instantes 1 s y 3 s, es decir, antes de que se les indique la tarea mental a llevar a cabo. Para estas sesiones, la presencia del feedback no ayudó en absoluto a mejorar el control de los estados mentales.

Conclusiones generales.

Son varias las conclusiones generales que se pueden sacar a raíz de los resultados obtenidos. No parece haber distinción entre mujeres y hombres. El protocolo de entrenamiento seguido no parece ser muy adecuado para sujetos no experimentados, resultando ser insuficiente aprender a controlar las señales EEG con sólo 7 sesiones. Por otro lado, hay que destacar que los malos resultados obtenidos en las sesiones sin feedback para los sujetos del grupo A, no han permitido establecer unos pesos fiables para el clasificador³. Como consecuencia de esto, el desplazamiento de la barra ya no sólo depende de la capacidad de control de la persona, pudiendo el feedback no cumplir con su función. Para estos sujetos, parece conveniente realizar otras sesiones adicionales sin feedback que permitan establecer unos pesos más adecuados. Por último, el feedback presentado no parece facilitar la tarea de mantener la concentración de los sujetos, produciéndose un empeoramiento en los resultados de clasificación a medida que transcurre el periodo de éste.

6.3.2.3 Tasa cardiaca

Los resultados obtenidos tras estudiar la variación de la tasa cardiaca a lo largo de cada sesión y para cada sujeto no correspondieron a un comportamiento anormal, no presentando el ritmo cardiaco una variación significativa a lo largo de las sesiones. A decir verdad, los resultados no fueron muy reveladores y no se pudo sacar ninguna conclusión en cuanto a la posible correlación entre la tasa cardiaca y los porcentajes de clasificación. Para trabajos posteriores podría ser interesante estudiar la variabilidad instantánea.

³ Al final del apéndice A pueden verse unos ejemplos ilustrativos que muestran la dependencia que hay entre la selección de unos pesos para el clasificador y el control de las señales EEG por parte de un sujeto en una determinada sesión.

6.3.2.4 Actividad electrodermal

A continuación, se representan para cada sujeto las curvas que reflejan la actividad electrodermal $GSR_t^{(s)}$ obtenidas a lo largo del periodo de la prueba y para las diferentes sesiones s . Cada una de esas curvas representa la variación media de la actividad electrodermal expresada en microsiemens. Han sido obtenidas al promediar el GSR registrado entre todas las pruebas de una misma sesión y normalizadas, restándole a la curva resultante su media global. Las curvas continuas y con asteriscos representan las respuestas obtenidas en las sesiones con y sin feedback respectivamente. Hay que adelantar que para algunos sujetos, la actividad electrodermal se registró incorrectamente a lo largo de algunas sesiones. Dichas respuestas no han sido representadas en las figuras que se muestran a continuación, y son las correspondientes a las sesiones 2 y 7 para el sujeto S1, sesión 2 para el sujeto S4, sesiones 2 y 7 para el sujeto S8, y sesiones 6 y 7 para el sujeto S9.

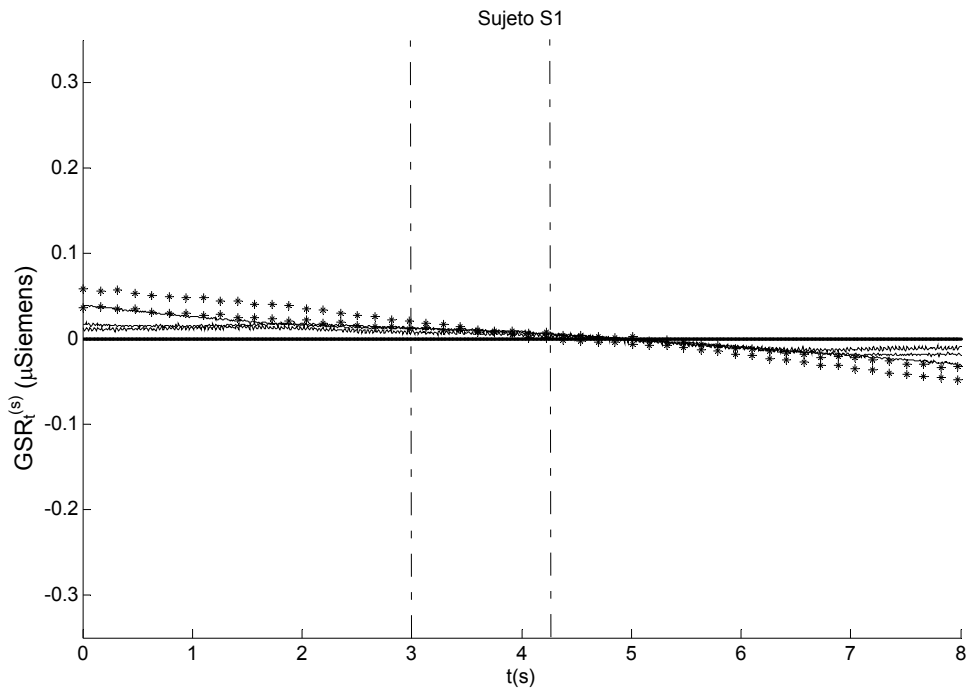


Figura 6-15: Curvas de GSR para el sujeto S1.

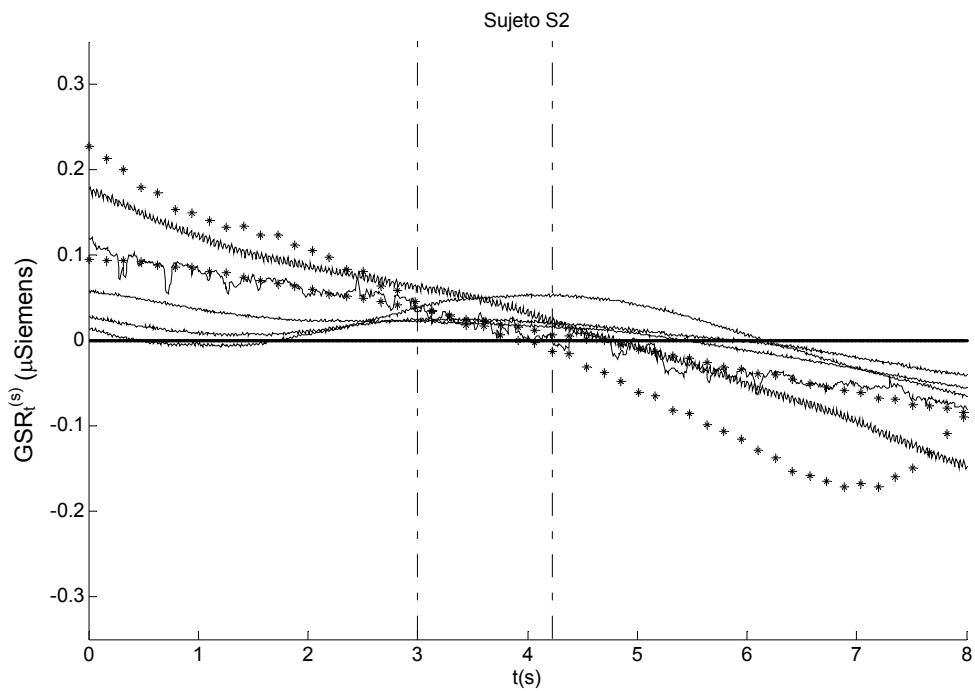


Figura 6-16: Curvas de GSR para el sujeto S2.

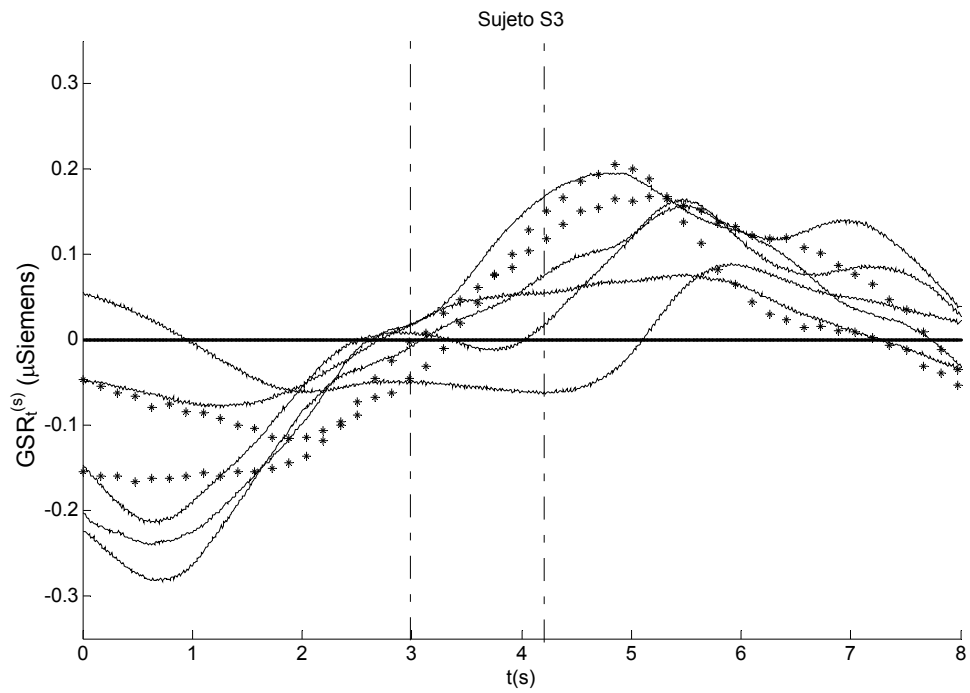


Figura 6-17: Curvas de GSR para el sujeto S3.

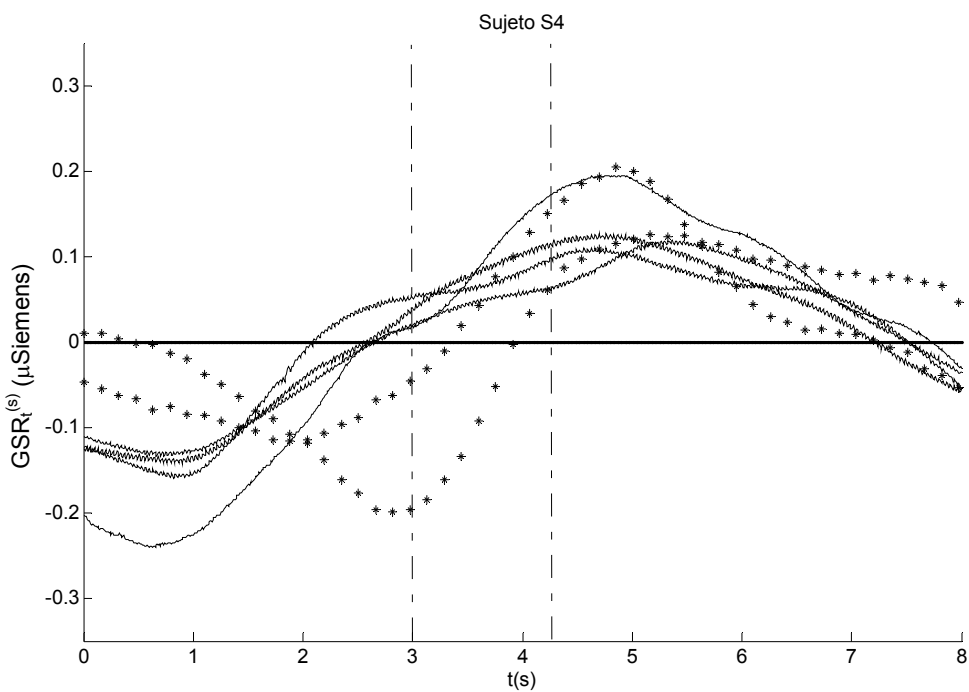


Figura 6-18: Curvas de GSR para el sujeto S4.

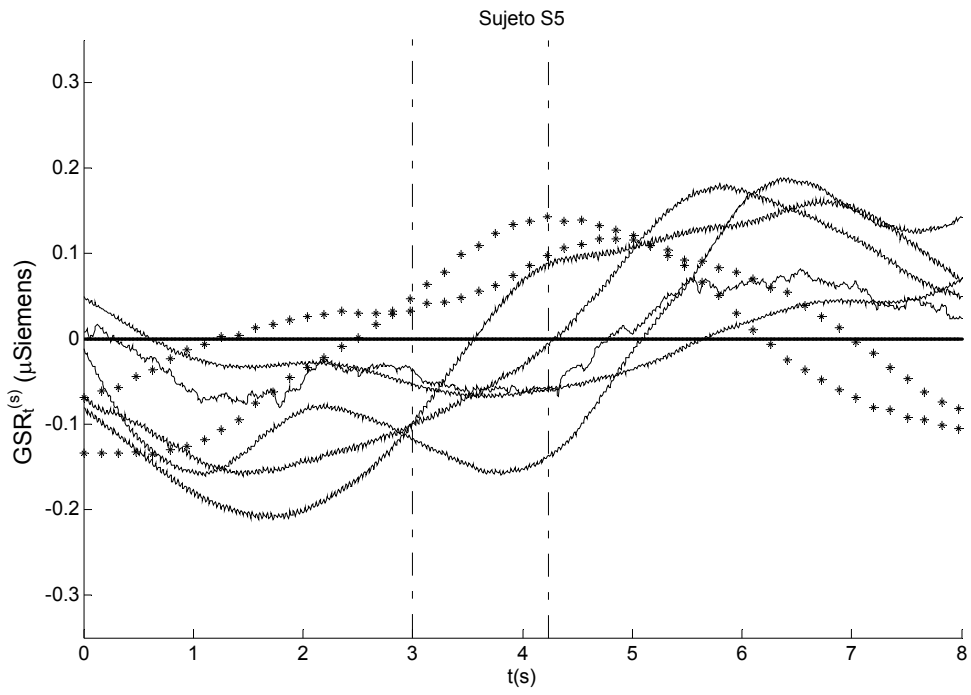


Figura 6-19: Curvas de GSR para el sujeto S5.

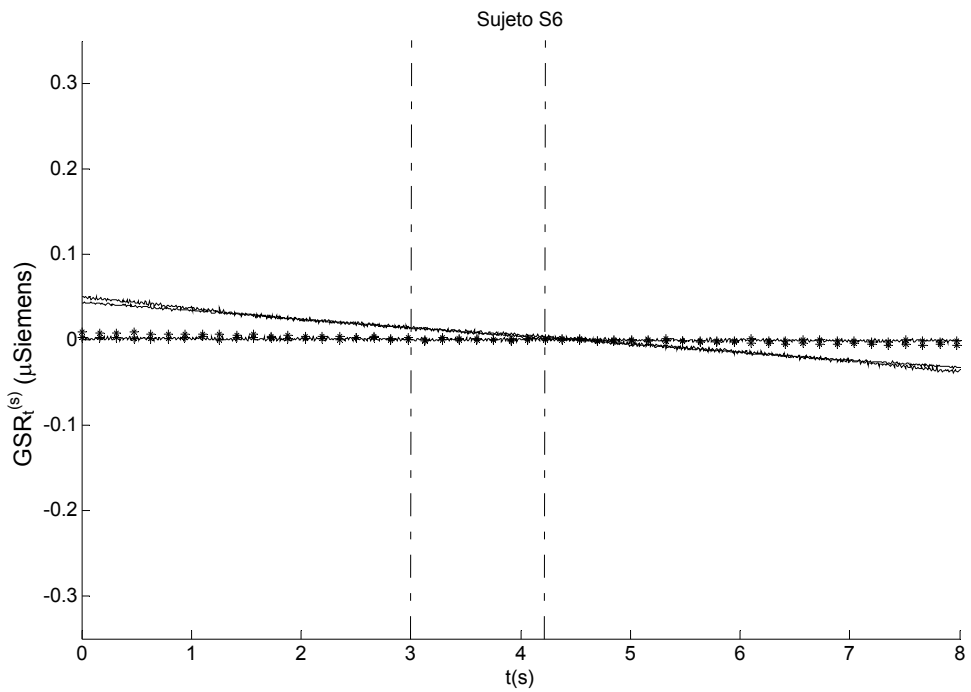


Figura 6-20: Curvas de GSR para el sujeto S6.

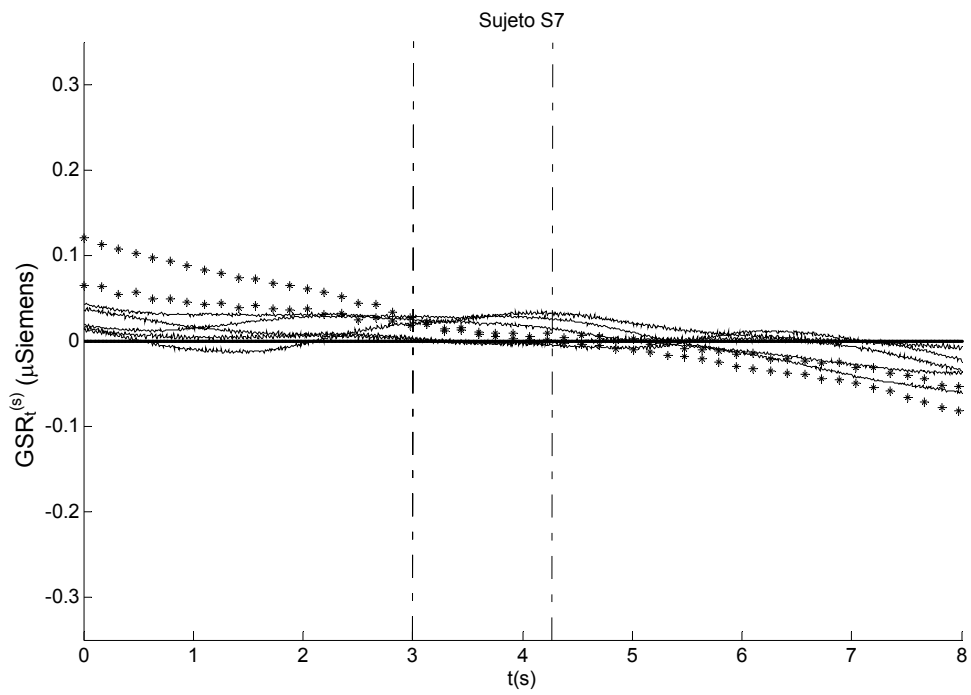


Figura 6-21: Curvas de GSR para el sujeto S7.

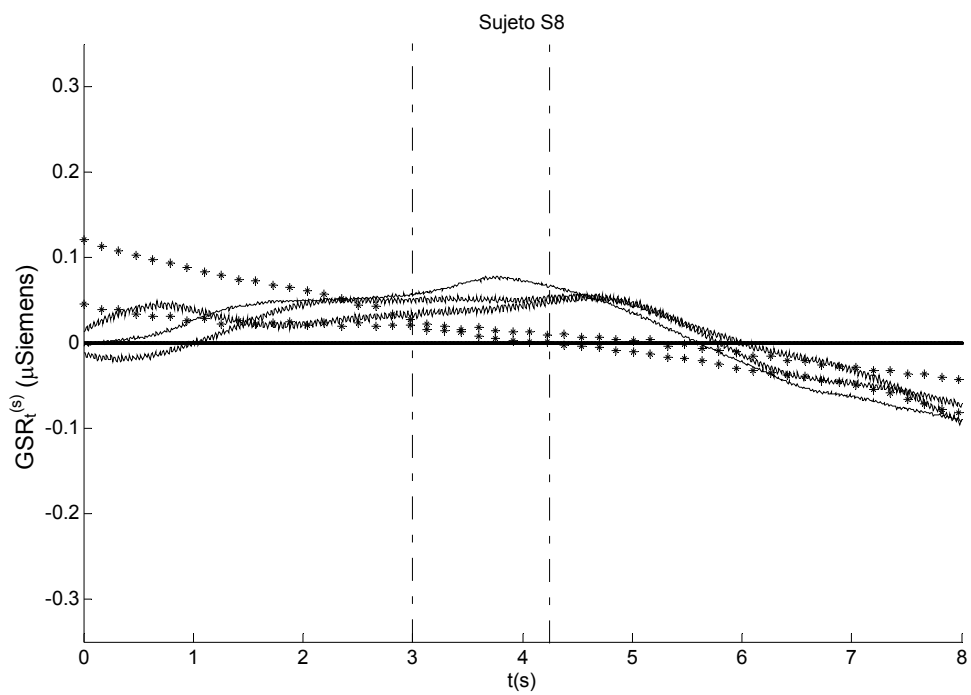


Figura 6-22: Curvas de GSR para el sujeto S8.

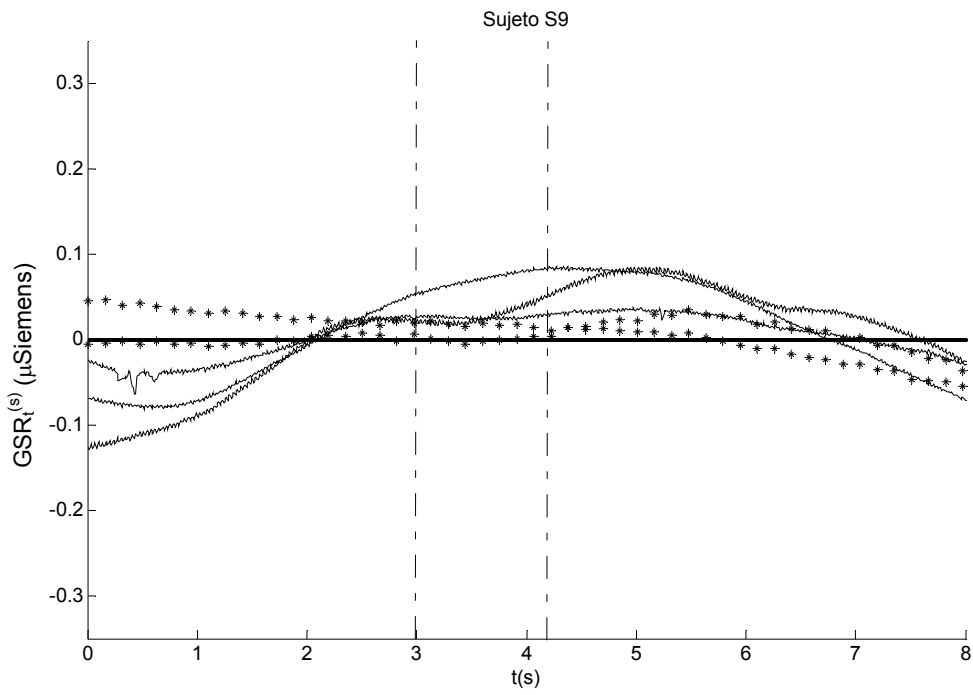


Figura 6-23: Curvas de GSR para el sujeto S9.

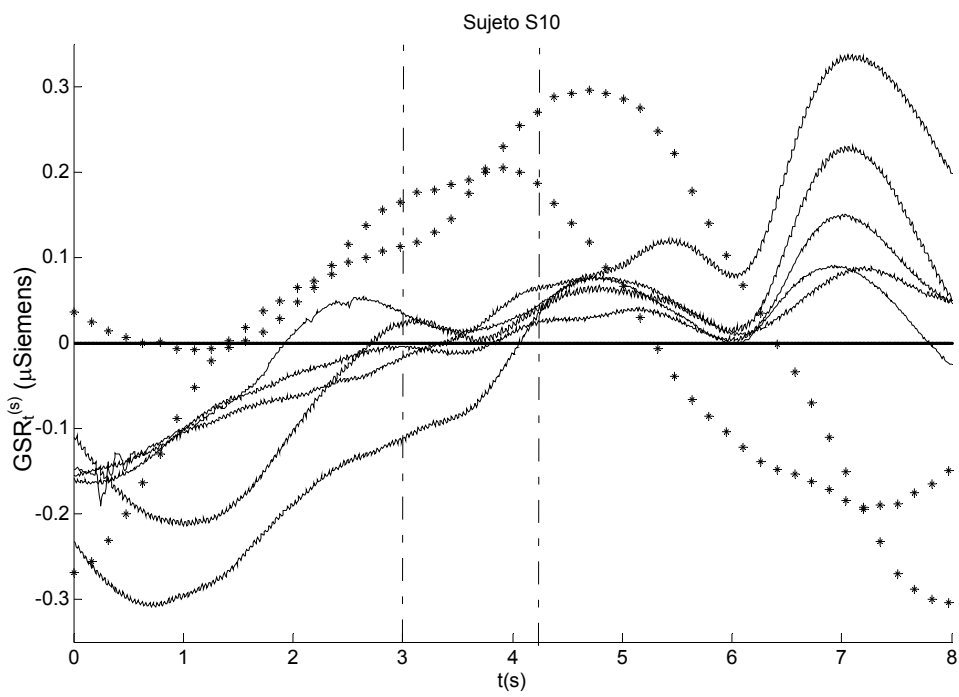


Figura 6-24: Curvas de GSR para el sujeto S10.

Los resultados obtenidos permiten realizar una primera clasificación según la intensidad de la actividad electrodermal que presentaron los diferentes sujetos. De acuerdo a este sencillo criterio se pueden distinguir dos grupos. El primero, estaría formado por aquellos sujetos cuya respuesta electrodermal fue prácticamente nula o poco apreciable para todas las sesiones. Dicho grupo incluiría a los sujetos S1, S2, S6, S7, S8 y S9. El otro grupo, estaría constituido por sujetos que presentaron una importante respuesta electrodermal, sobre todo en comparación con los sujetos del grupo anterior. Dicho grupo estaría formado por los sujetos S3, S4, S5 y S10.

Esta clasificación permite obtener una primera conclusión y es que, no parece existir una correlación directa entre la actividad electrodermal y los porcentajes de acierto en la clasificación. Existen sujetos con una importante respuesta electrodermal y malos resultados en la clasificación (sujetos S3, S4 y S5) así como sujetos con una respuesta electrodermal prácticamente despreciable y no tan malos resultados en la clasificación (sujeto S9).

Evidentemente, para los sujetos pertenecientes al grupo con poca actividad electrodermal poco se puede deducir de ésta. Sin embargo, para aquellos sujetos que sí presentaron una apreciable respuesta electrodermal, sí parece observarse una diferencia importante entre las sesiones con y sin feedback. En todos estos sujetos, durante las sesiones sin feedback (curvas de asteriscos) la actividad electrodermal empieza a ascender al aparecer el objetivo ($t = 3$ s), alcanzando su valor más alto en $t = 4.5$ s, instante en el que las curvas empiezan a descender. En las sesiones con feedback, las diferentes curvas GSR_t muestran un cierto retraso en su crecimiento en comparación con las curvas correspondientes a las sesiones sin feedback (esto se observa especialmente en los sujetos S3, S5 y S10), sin embargo, la diferencia más notable se observa durante el periodo del feedback. Durante dicho periodo, la actividad electrodermal en las sesiones con feedback parece mantenerse estable e incluso creciente (sujetos S5 y S10), o en cualquier caso, presenta una caída bastante más lenta que la que sufre dicha actividad en las sesiones sin feedback (sujetos S3 y S4).

Conclusiones generales.

Es importante resaltar que un aumento en la actividad electrodermal no implica un aumento en los porcentajes de acierto de la clasificación. Por otro lado, es cierto que se ha observado, especialmente durante el periodo del feedback, una diferencia notable en las curvas obtenidas entre sesiones con y sin feedback, presentando las primeras un incremento en la actividad electrodermal. Sin embargo, poco se puede concluir de esto último, pudiendo ser la propia estimulación visual del feedback la causante de dicho incremento.

En definitiva, estas conclusiones sugieren que este tipo de medida no parece aportar resultados interesantes para el estudio que se está llevando a cabo.

6.3.2.5 Curvas de ERD/ERS

Como consecuencia de los malos resultados obtenidos en la clasificación para la mayoría de los sujetos, resulta interesante analizar con cierto detalle las curvas de

ERD/ERS. Mediante dichas curvas es posible comprobar la capacidad que tenían los sujetos para modificar sus patrones EEG, permitiendo buscar una explicación a los malos resultados obtenidos.

A continuación se muestran las curvas de ERD/ERS obtenidas para cada sujeto. Dichas curvas se representan en 4 gráficas y corresponden a las respuestas obtenidas para los canales correspondientes al hemisferio izquierdo (C3) y derecho (C4), y para las dos clases, es decir, imaginación de movimientos de la mano derecha (“derecha”) e imaginación de movimientos de la mano izquierda (“izquierda”). En cada gráfica se representan las curvas obtenidas en cada una de las sesiones y con una línea gruesa, se representa la media de las curvas de ERD/ERS obtenidas entre todas las sesiones.

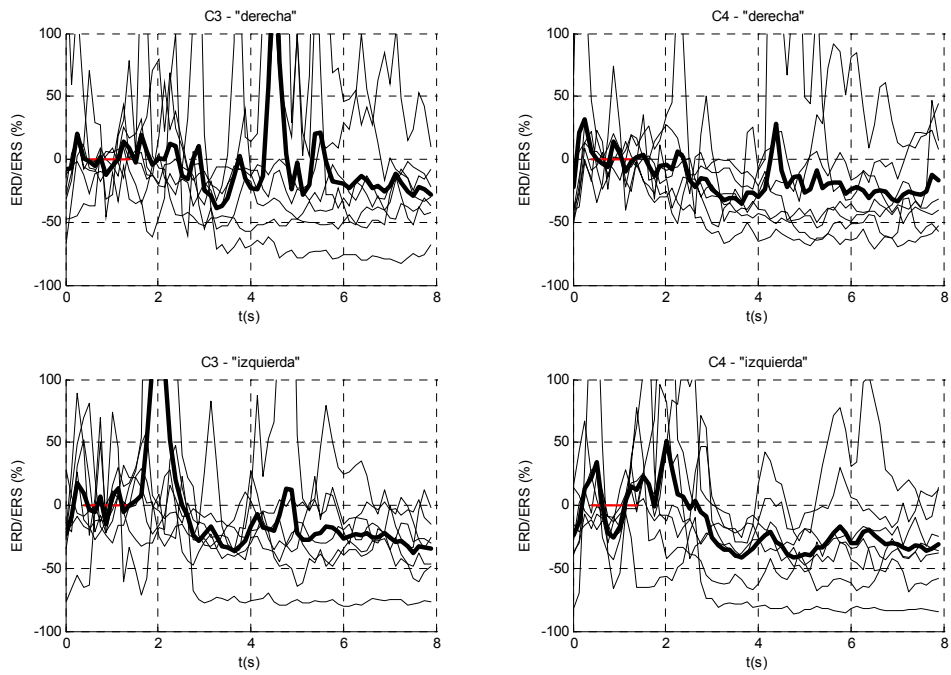


Figura 6-25: Curvas de ERD/ERS para el sujeto S1.

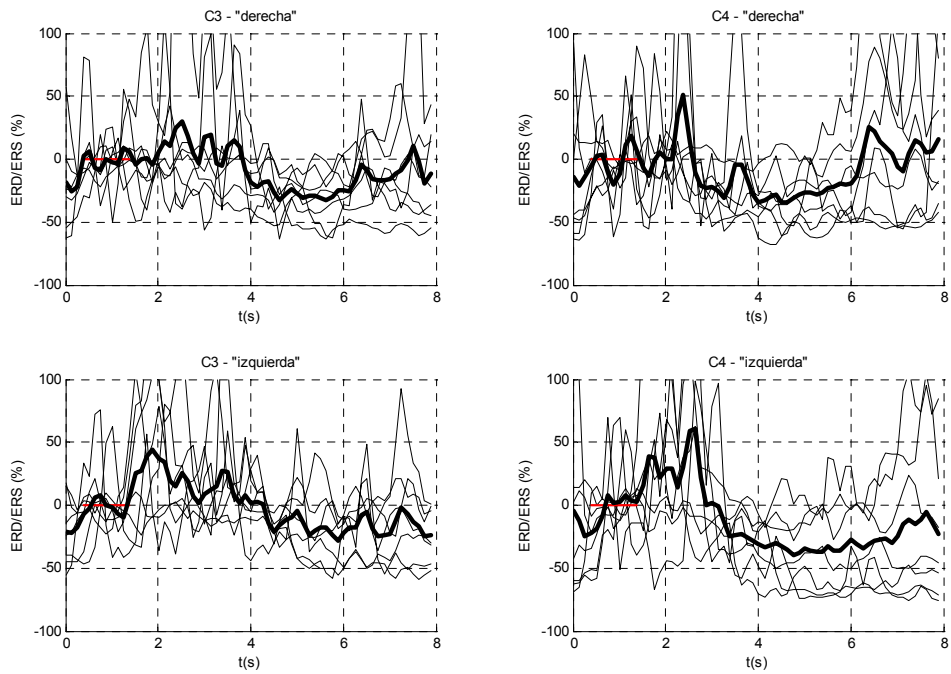


Figura 6-26: Curvas de ERD/ERS para el sujeto S2.

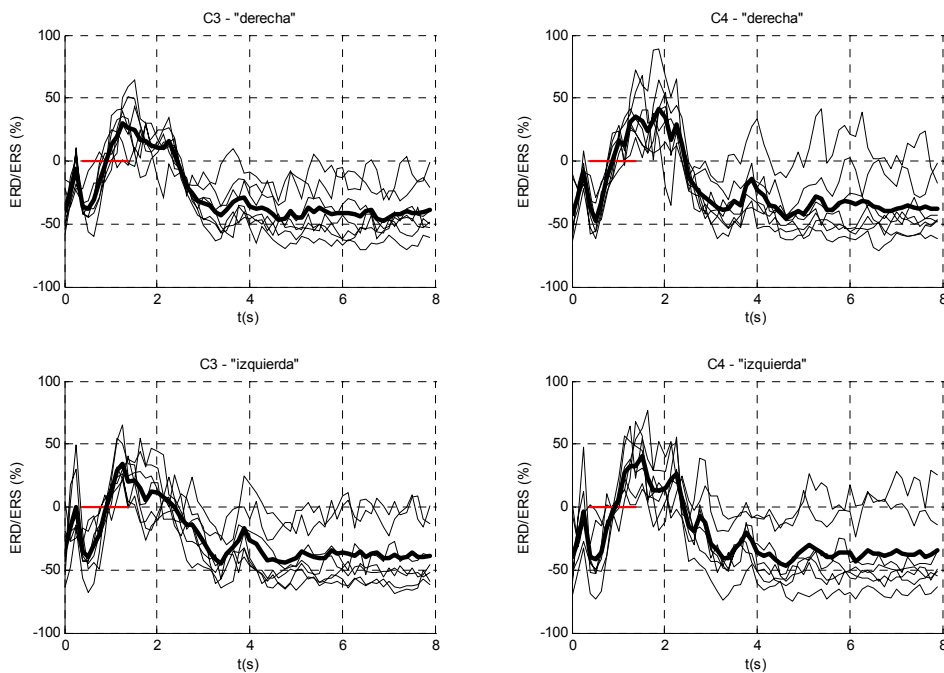


Figura 6-27: Curvas de ERD/ERS para el sujeto S3.

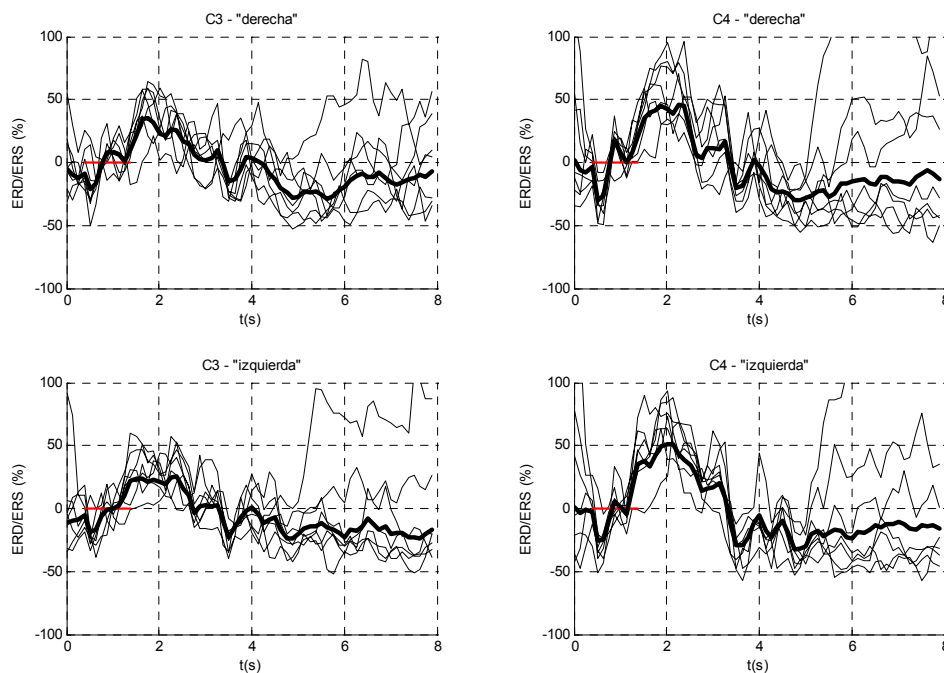


Figura 6-28: Curvas de ERD/ERS para el sujeto S4⁴.

⁴ En este sujeto se ha considerado oportuno realizar el cómputo de la media del ERD/ERS entre sesiones suprimiendo la sesión 4. Esto es debido a que dicha sesión es la única que presenta durante el periodo del feedback una sincronización importante, alterando los resultados del promedio entre el resto de las sesiones.

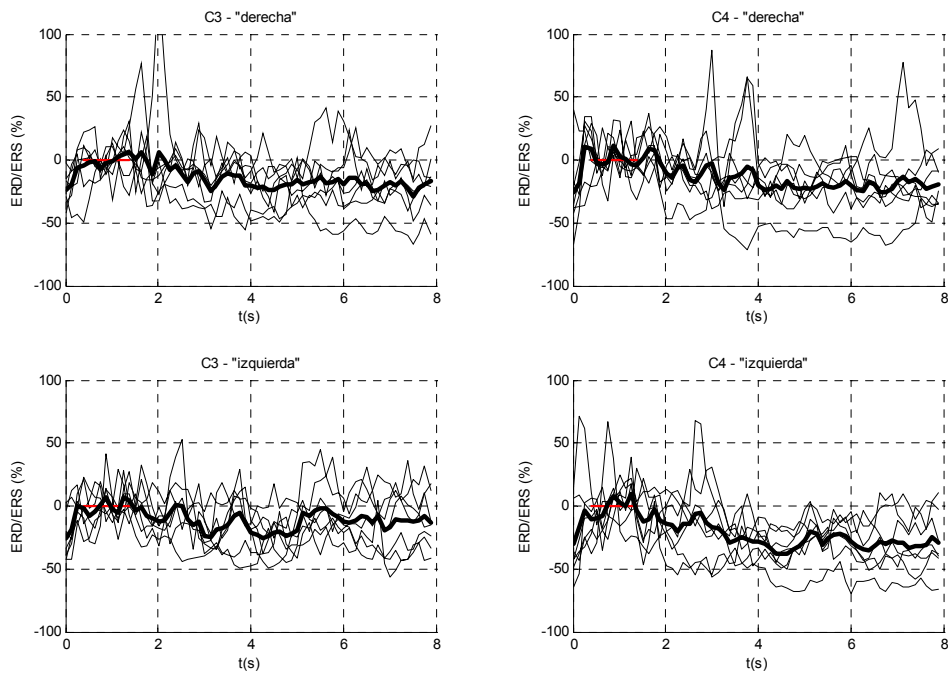


Figura 6-29: Curvas de ERD/ERS para el sujeto S5.

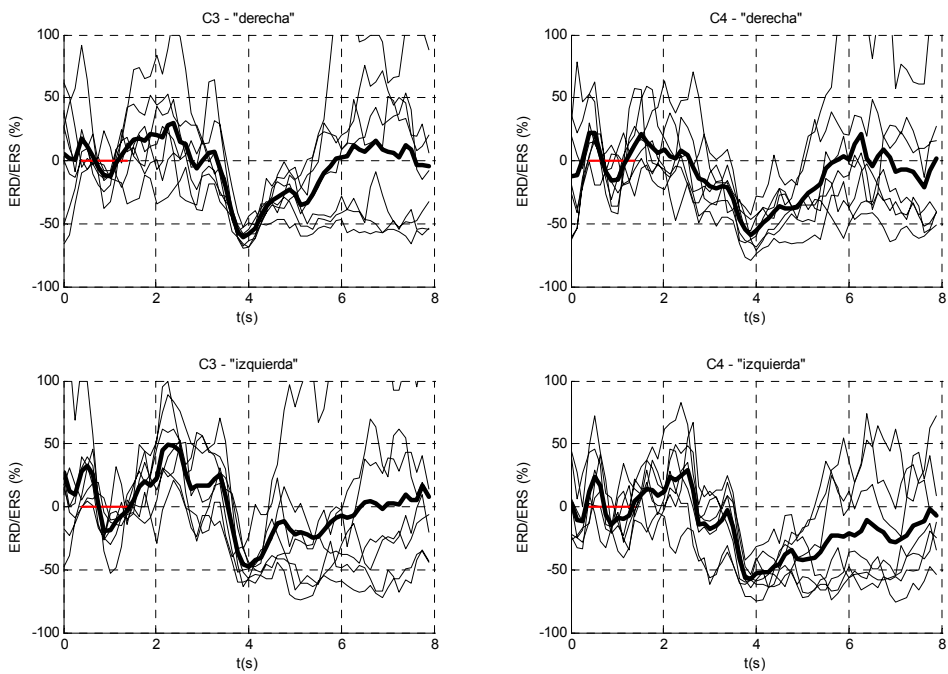


Figura 6-30: Curvas de ERD/ERS para el sujeto S6.

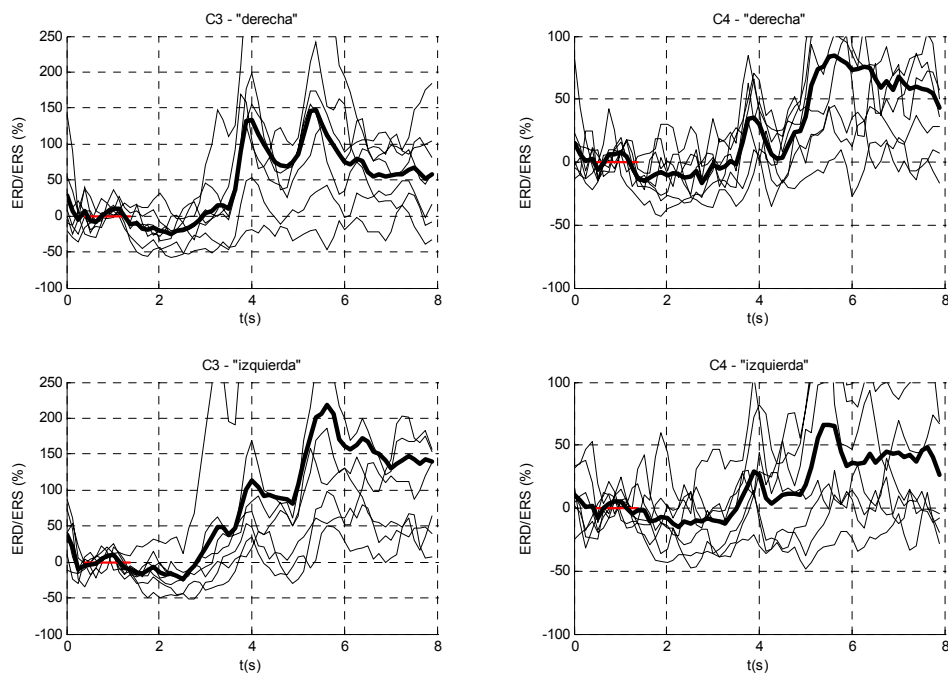


Figura 6-31: Curvas de ERD/ERS para el sujeto S7⁵.

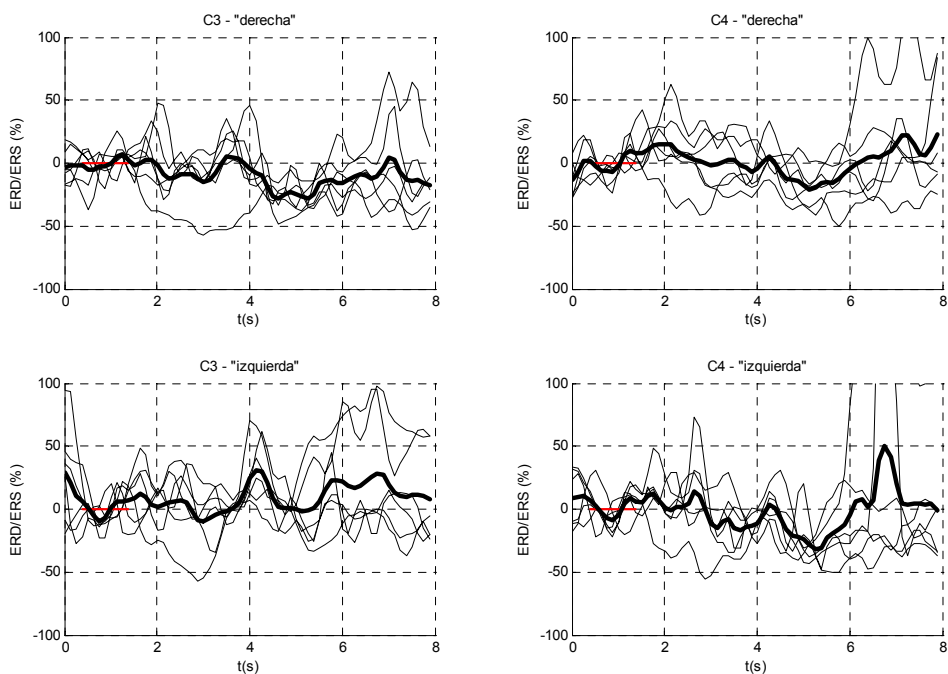


Figura 6-32: Curvas de ERD/ERS para el sujeto S8⁶.

⁵ El eje y de las gráficas correspondientes al hemisferio izquierdo - C3 - se ha representado entre los valores -100% y 250% .

⁶ Los datos EEG de la sesión 7 se perdieron accidentalmente, por lo que sólo aparecen 6 curvas.

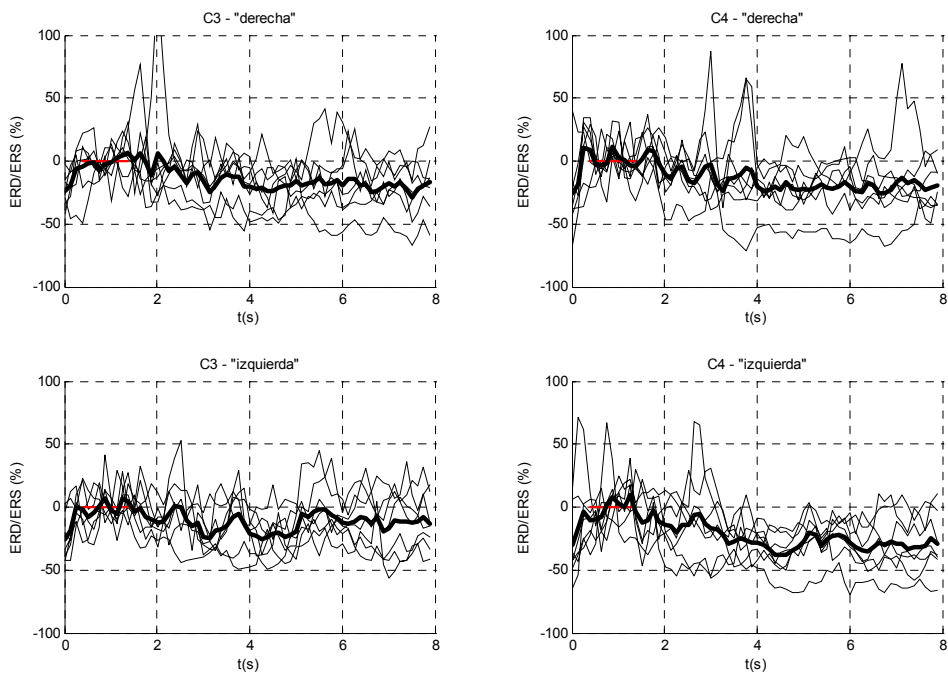


Figura 6-33: Curvas de ERD/ERS para el sujeto S9.

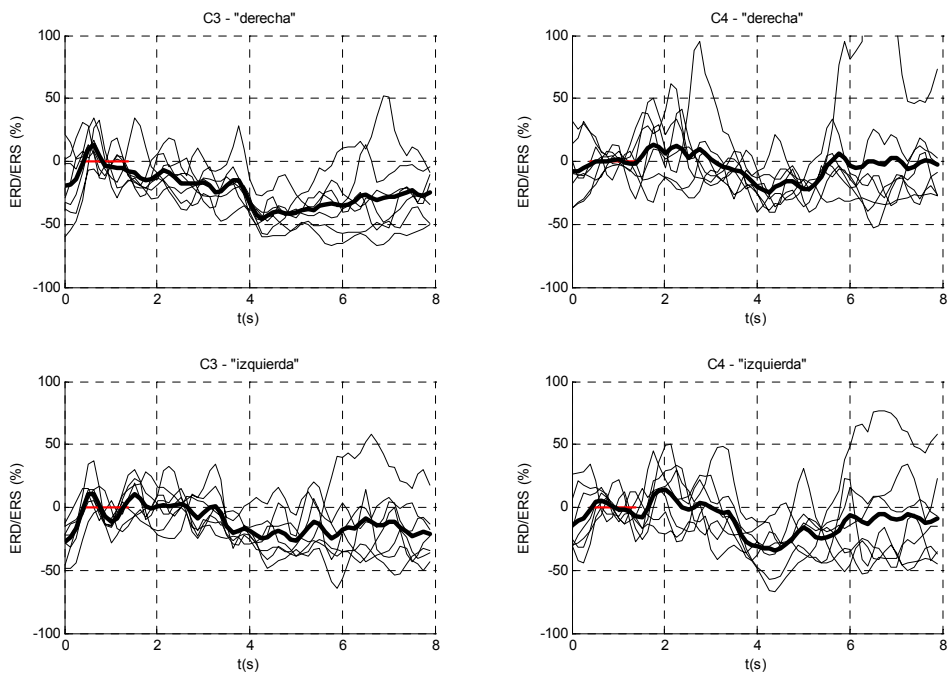


Figura 6-34: Curvas de ERD/ERS para el sujeto S10.

Los resultados obtenidos ponen en evidencia que las curvas de ERD/ERS son muy dependientes de los sujetos y un análisis particular y detallado para cada uno de ellos no parece tener demasiado sentido. Por lo general, cabe destacar que para todos los sujetos hay sesiones cuyas curvas de ERD/ERS han sido más estables y han presentado mayor desincronización que en otras. Este hecho es fácilmente observable al comprobar la disparidad que existe entre diferentes curvas pertenecientes a diferentes sesiones, especialmente durante el periodo del feedback (4.25 s – 8 s).

A pesar de estas diferencias entre sujetos y sesiones, si se centra el estudio en analizar las curvas que representan la media de las respuestas de ERD/ERS entre todas las sesiones, se puede sacar una conclusión común a todos los sujetos. En efecto, si bien no todos ellos tienen capacidad para desincronizar (o sincronizar) sus señales EEG al imaginar movimientos de las extremidades, en los que sí la tienen (no todos con la misma intensidad), se observa cómo dicha desincronización se produce indistintamente en los dos hemisferios (S3, S4, S6, S7, S10). Este tipo de respuesta está más acorde a la ejecución de movimientos de la mano, que suele afectar por igual a los dos hemisferios, que a la imaginación de movimientos de ésta, la cual suele afectar sólo al hemisferio contralateral⁷. El sujeto S3 es un claro ejemplo de este efecto. Exceptuando algunas sesiones de los sujetos S8, S9 y S10, ninguno de los restantes destaca precisamente por producir una desincronización contralateral al imaginar movimientos de una de las manos.

Los sujetos S1 y S2 destacan por presentar gran inestabilidad en sus curvas de ERD/ERS en muchas de sus sesiones. El sujeto S6 destaca por desincronizar sus señales EEG de manera importante nada más indicarle la tarea a mental a llevar a cabo, sin embargo, dicha desincronización desaparece al aparecer el feedback. El sujeto S7 destaca por sincronizar sus señales EEG durante el periodo del feedback. Esto último no es tan habitual, sin embargo, tal y como se cita en [Pfur99c], existen muchas causas diferentes que pueden llegar a sincronizar los diferentes ritmos. En los sujetos S8, S9 y en especial, en el sujeto S5, en varias de sus sesiones sus curvas de ERD/ERS quedan poco definidas.

Conclusiones generales.

Sin lugar a duda, la conclusión más importante que se obtiene del análisis de estas curvas es que, la discriminación entre las tareas mentales imaginación de movimientos de la mano derecha e imaginación de movimientos de la mano izquierda, no parece muy adecuada para sujetos no experimentados. Estos últimos han tenido mucha dificultad para desincronizar contralateralmente sus señales EEG, lo que podría justificar los malos porcentajes obtenidos en la clasificación.

6.3.2.6 Test de Toulouse-Piéron

A medida que avanzaban los diferentes tests que se iban realizando a lo largo de las sesiones, se observó un notable aprendizaje de éstos por parte de los sujetos. Esta evolución tiene como consecuencia invalidar todos los resultados obtenidos a partir del

⁷ Ver apéndice B.

primer test realizado. Dicho test se llevó a cabo en la sesión de prueba y los resultados obtenidos fueron los que se muestran en la siguiente tabla.

Sujetos	S1	S2	S3	S4	S5	S6	S7	S8	S9	S10
Resultados del test de Toulouse-Piéron (%)	65	97	87	99	52	85	93	75	72	58

Tabla 6-2: Resultados del test de Toulouse-Piéron para los sujetos de la primera evaluación.

Se observa cómo sujetos con un buen porcentaje en el test (superior al 90%), pertenecen todos al grupo A (S2, S4, S7), que es precisamente el grupo de los sujetos que no han obtenido ningún control de sus señales EEG. Dicho grupo también incluye a un sujeto (S1) con bajo porcentaje en el test (inferior al 70%), sin embargo, esto último no parece haber sido un impedimento para obtener cierto control de las señales EEG, puesto que el sujeto S10 perteneciente al grupo B, ha obtenido uno de los resultados más bajos con un 58%.

Conclusiones generales.

En definitiva, estos resultados no parecen mostrar que haya una correlación directa entre la capacidad de atención y el control de las señales EEG. El propio test indica que los resultados pueden variar dependiendo del estado pasajero del sujeto (cansancio, sueño, etc.), por lo que no se puede concluir nada al realizar la prueba a sólo 10 sujetos.

6.3.2.7 Cuestionarios

El cuestionario abarcaba cuestiones generales sobre el estado de la persona y muchas otras relacionadas con el feedback y el experimento en general. Algunos puntos relevantes fueron:

- *Efectos del feedback:* En dos sujetos (S3 y S4), el feedback tuvo un efecto totalmente frustrante en todas las sesiones⁸, impidiéndoles mantener la concentración y facilitando la distracción. En cuatro sujetos (S1, S5, S7 y S9), el efecto del feedback fue satisfactorio en las dos primeras sesiones, coincidiendo en la mayoría de los casos con las sesiones que presentaban menores mínimos de error (excepto la primera y segunda sesión para los sujetos S9 y S1 respectivamente). En el resto de las sesiones, el efecto resultó ser en algunos casos aburrido y, por lo general, frustrante, coincidiendo con un empeoramiento en los porcentajes de mínimo error. Para estos sujetos, la impresión positiva del feedback en las primeras sesiones pudo deberse en parte a la novedad que suponía éste en el entrenamiento, pero al no notar una evolución favorable en el control de la barra en las siguientes sesiones, el feedback pasó a tener un efecto frustrante. En los cuatro últimos sujetos (S2, S6, S8 y S10), el feedback parece haber tenido un efecto positivo en casi todas las sesiones, motivándoles y ayudándoles a mantener la concentración.

De todos estos resultados, como se sugiere en [McFa98], se puede concluir que el efecto del feedback puede depender de los sujetos, sin embargo, impresiones

⁸ En este párrafo, al hablar de sesiones se está refiriendo sólo a las sesiones con feedback.

negativas del feedback han mantenido cierta relación con malos resultados en la clasificación. Por lo general, el efecto negativo del feedback ha sido debido principalmente a la falta de control que hacía que la barra se estuviera moviendo continuamente, distrayendo y frustrando a los sujetos.

Todo esto permite concluir que este tipo de feedback puede tener un refuerzo positivo y ayudar al aprendizaje de los sujetos siempre que ya se tenga un cierto control sobre las señales EEG. Si se presenta el feedback cuando no se posee ningún control, es muy probable (aunque puede depender del sujeto) que el efecto sea negativo.

-Factores discordantes: 1) Vista cansada, 2) Dolor de cabeza, 3) Molestias por el casco, 4) Cansancio, fatiga, pesadez, 5) Cansado mentalmente. En la figura 6-35 se muestran unas gráficas que representan para cada una de las cuestiones, el valor medio entre sesiones para cada sujeto (gráficas de la izquierda) y el valor medio entre sujetos para cada sesión (gráficas de la derecha). Las barras verticales representan el intervalo de confianza al 95%. Del mismo modo, en la tabla 6-3 se indica, para cada una de estas cuestiones, la valoración media obtenida entre sujetos y sesiones⁹.

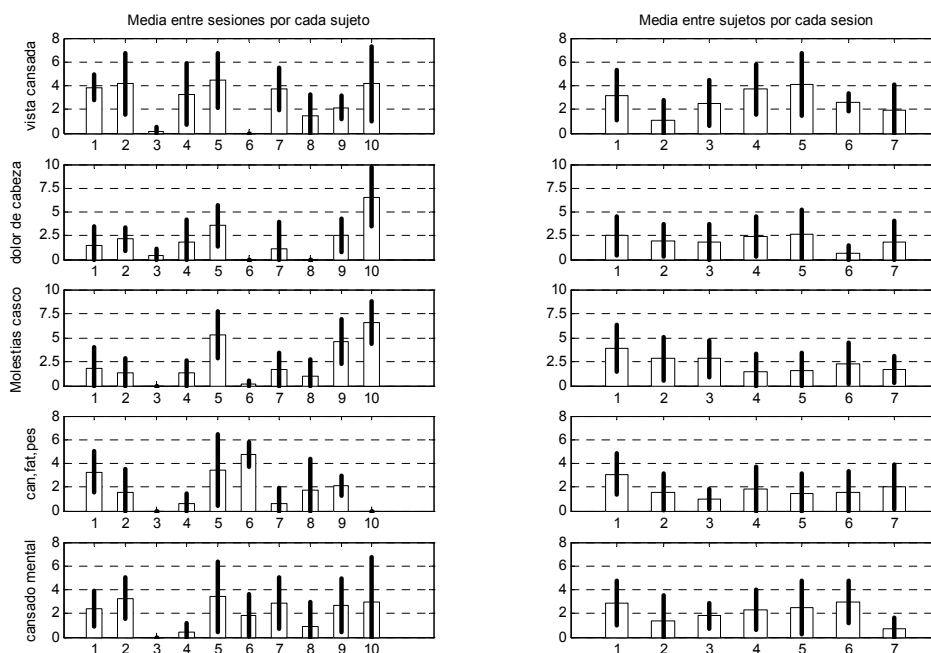


Figura 6-35: Resultado cuestionario de la primera evaluación: factores discordantes.

⁹ Para obtener estas medias estadísticas, se ha evitado caer en el error conocido como “falacia de agrupar” o “*pooling fallacy*” [Mart91]. Dicho error consiste en tratar las mediciones repetidas de un mismo sujeto como si fueran independientes con el fin de obtener una muestra mayor de mediciones y reducir la dispersión. En el caso que aquí se plantea, las muestras disponibles que se han considerado son los diferentes sujetos, que sí pueden considerarse independientes. El valor de cada una de estas muestras ha correspondido a la media resultante entre los valores obtenidos en cada una de las sesiones en las que ha participado un mismo sujeto. Esta agrupación se aplicará, a lo largo de todo el estudio realizado, a todos los resultados en los que se exprese una valoración media entre sujetos y sesiones.

<i>Medias con el intervalo de confianza del 95%</i>				
<i>Factores discordantes</i>				
1	2	3	4	5
2.73±1.2	1.97±1.41	2.37±1.62	1.8±1.14	2.08±0.88

Tabla 6-3: Valoraciones medias entre sujetos y sesiones obtenidas en la primera evaluación: factores discordantes.

Debido a la escasez de muestras, los intervalos de confianza resultantes son relativamente grandes, tanto en la media entre sujetos por sesión como en la media entre sesiones por sujeto. Esto último hace suponer que la valoración de los sujetos ha sido muy variable entre las diferentes sesiones. Todo esto obliga a indicar que los resultados obtenidos no son demasiado significativos, y en este sentido, las conclusiones que se puedan extraer al observar las medias obtenidas deben tomarse con cierta cautela. De este modo, evaluando los resultados presentados por estas gráficas, se pueden realizar las siguientes suposiciones. Si bien es cierto que en cuanto a la vista cansada la valoración media entre todos los sujetos no ha sido alta (valor medio: 2.73), para algunos sujetos concretos sería deseable que ésta fuera menor (S1, S2, S4, S5, S7, y S10), siendo interesante estudiar otras alternativas en la presentación del feedback visual, tal y como se propone [McFa98]. No parece que el paradigma de entrenamiento produzca dolor de cabeza (valor medio 1.97), y en caso de producirse (sujetos S5 y S10), parece estar relacionado con las molestias que produce el casco, que por lo general no son importantes (valor medio: 2.37). El cansancio mental (5) y la fatiga en general (4) varía bastante entre los sujetos, sin embargo, estos dos parámetros parecen mantener una cierta relación entre ellos (excepto para los sujetos S7 y S10 que no presentan cansancio general pero sí mental) y, además, los valores obtenidos no son demasiado elevados (valor medio 2.08 y 1.8 respectivamente), por lo que no parece que se les exija un esfuerzo demasiado importante a los sujetos. Hay que indicar que aún considerando los intervalos de confianza, en ninguna de estas cinco cuestiones, los más altos valores medios supera el 4 (valores reflejados en la tabla 6-3), por lo que en general no parece que el protocolo de entrenamiento seguido ocasione demasiadas molestias, ni suponga demasiado esfuerzo.

En ninguna de estas cuestiones se observa una correlación directa entre sesiones con y sin feedback (gráficas de la derecha). Lo más que se puede interpretar sobre la evolución de los resultados a lo largo de las diferentes sesiones es, que la primera sesión parece ser la que ha resultado más molesta, presentando valores medios más altos que para el resto de las sesiones (esto se observa sobre todo para las 3 últimas cuestiones). De esto se puede intuir que existe una cierta adaptación por parte de los sujetos a medida que avanzan las sesiones.

Finalmente, también hay que señalar que en ninguna de estas cuestiones se ha observado una correlación clara entre sujetos con malos y buenos resultados en la clasificación (sujetos S1 a S8 y S9, S10 respectivamente).

-Impresión de las sesiones: 1) Sesión larga, 2) Sesión entretenida, 3) Sesión interesante. Los resultados obtenidos se muestran en la figura 6-36. Para cada

una de las cuestiones, las gráficas de la izquierda representan el valor medio entre sesiones y para cada sujeto, y las de la derecha, el valor medio entre sujetos y para cada sesión. Las barras verticales representan de nuevo el intervalo de confianza al 95%. En la tabla 6-4 se indica la valoración media obtenida entre todos los sujetos y sesiones para cada una de estas tres cuestiones y, además, la valoración media resultante entre sesiones con feedback (F) y entre sesiones sin feedback (NF). Todos estos valores vienen acompañados de sus respectivos intervalos de confianza.

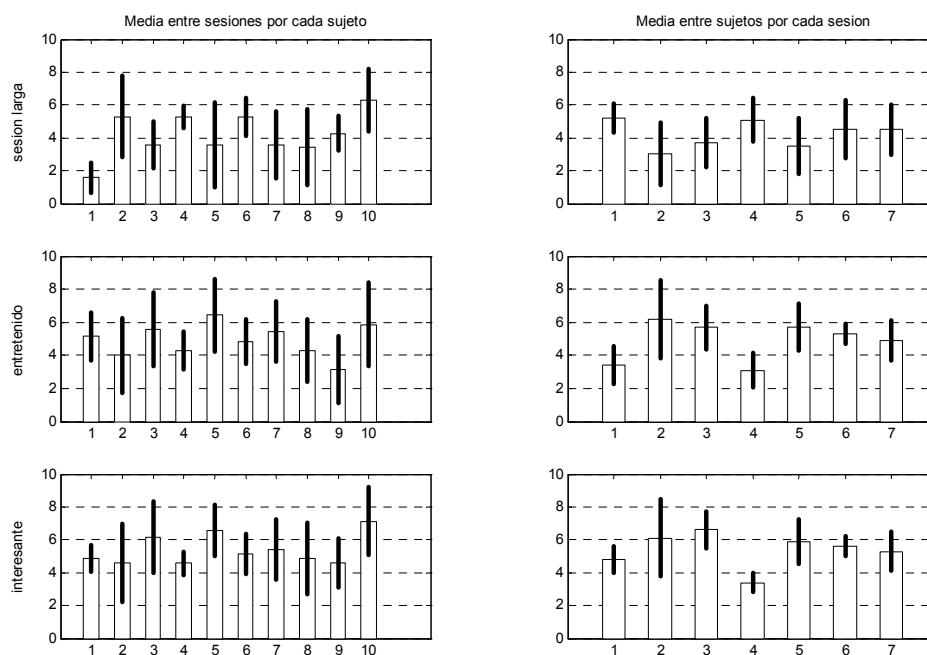


Figura 6-36: Resultado cuestionario de la primera evaluación: impresión de las sesiones.

<i>Medias con el intervalo de confianza del 95%</i>					
<i>Impresión de las sesiones</i>					
1		2		3	
4.21±0.97		4.9±0.7		5.38±0.66	
<i>Sesiones sin feedback (NF) y sesiones con feedback (F)</i>					
1		2		3	
<i>NF</i>	<i>F</i>	<i>NF</i>	<i>F</i>	<i>NF</i>	<i>F</i>
5.15±0.91	3.84±1.23	3.25±0.98	5.8±0.89	4.1±0.56	5.9±0.9

Tabla 6-4: Valoraciones medias entre sujetos y sesiones obtenidas en la primera evaluación: impresión de las sesiones.

En esta ocasión, los intervalos de confianza son menores que los obtenidos para las cuestiones relacionadas con los factores discordantes, sin embargo, estos aún fuerzan a considerar las conclusiones que se obtienen con cierta prudencia.

Para todas las cuestiones se observa que la valoración de cada sujeto es bastante similar (gráficas de la izquierda), lo que parece intuir que no hay relación entre estos parámetros y los resultados en la clasificación. La duración de las sesiones no parece ser muy elevada (valor medio: 4.21), sin embargo, muchos de los sujetos opinaban que en el último experimento de algunas sesiones, les costaba más concentrarse. Para evitar este efecto, podría convenir reducir el número de experimentos de 4 a 3. En cuanto a lo entretenido e interesante de las sesiones, los valores medios obtenidos son 4.9 y 5.38 respectivamente. Si bien estos valores sólo son subjetivos, la impresión que da es que las sesiones podrían ser más interesantes y resultar algo más entretenidas.

En las tres cuestiones se observa una diferencia apreciable entre las sesiones con y sin feedback (gráficas de la derecha de la figura 6-36), resultando las primeras menos largas (valor medio 3.84 en las sesiones con feedback frente a 5.15 en las sesiones sin feedback) y bastante más entretenidas (valor medio 5.8 en las sesiones con feedback frente a 3.25 en las sesiones sin feedback) e interesantes (valor medio 5.9 en las sesiones con feedback frente a 4.1 en las sesiones sin feedback). Para estas dos últimas cuestiones, aún teniendo en cuenta la dispersión que pueden sufrir los valores medios resultantes, en general se siguen obteniendo mejores valoraciones en las sesiones con feedback en comparación con las sesiones sin feedback (valores reflejados en tabla 6-4). De todo esto se puede decir que a pesar de que en muchos casos el feedback puede resultar frustrante, también es cierto que hace más entretenida la sesión. En esta evaluación se ha hecho uso de un feedback continuo, y la constante variación de la barra de un extremo a otro en aquellos sujetos que no tenían control, producía por lo general un efecto negativo. Para evitar este efecto, podría ser más beneficioso presentar a los sujetos durante las primeras sesiones de entrenamiento un feedback discreto y retardado, tal y como hacía el grupo de G. Pfurtscheller en sus primeros trabajos [Pfur97b], [Pfur98]. Con este tipo de feedback, se seguiría motivando a los sujetos puesto que tendrían conocimiento sobre su capacidad de control mental, sin embargo, al presentarse el feedback de manera discreta y retardada, se evitaría esa sensación frustrante que produce el feedback continuo cuando no se posee suficiente control sobre las señales EEG.

Conclusiones generales.

El protocolo de entrenamiento seguido no parece exigir demasiados esfuerzos, observándose una ligera adaptación de los sujetos a medida que transcurren las sesiones. A pesar de ello, podría resultar beneficioso reducir algo la duración de éstas, y ha quedado patente que, aunque el feedback pueda en algunos momentos provocar cierta frustración, todos los sujetos prefieren las sesiones con feedback frente a las sesiones sin feedback.

En cuanto a los factores discordantes y la impresión de las sesiones, no parece que haya una correlación entre estos parámetros y los porcentajes de clasificación.

6.3.3 Discusión

Los resultados obtenidos en esta primera evaluación prueban que efectivamente es importante tener en cuenta otros parámetros distintos de las curvas de tasa de error, con el fin de mejorar las técnicas de entrenamiento. La tabla 6-5 muestra cómo los diferentes parámetros analizados dependen más de los sujetos que de los porcentajes de clasificación. La nomenclatura utilizada es la siguiente:

- CLASIF: “-” y “+” para sujetos pertenecientes al grupo A y B respectivamente.
- GSR: “-” y “+” para sujetos en los que no se aprecia y en los que sí se aprecia respuesta electrodermal respectivamente.
- ERD/ERS: “-” y “+” para sujetos que presentan curvas ERD/ERS inestables y estables respectivamente. El símbolo “o” para aquellos sujetos cuyas curvas de ERD/ERS no quedan totalmente definidas.
- TEST: “-” y “+” para sujetos con alto (superior al 90%) y bajo (inferior al 70%) porcentaje en el test de Toulouse-Piéron. El símbolo “o” para porcentajes intermedios.
- FEEDBACK: “-” y “+” para sujetos cuyo efecto del feedback ha sido por lo general frustrante o positivo respectivamente. El símbolo “o” para sujetos en los que el efecto del feedback dependía de la sesión.

Sujetos	CLASIF	GSR	ERD/ERS	TEST	FEEDBACK
S1	-	-	-	-	o
S2	-	-	-	+	+
S3	-	+	+	o	-
S4	-	+	+	+	-
S5	-	+	o	-	o
S6	-	-	+	o	+
S7	-	-	+	+	o
S8	-	-	o	o	+
S9	+	-	o	o	o
S10	+	+	+	-	+

Tabla 6-5: Efectos de los diferentes parámetros sobre los sujetos.

Tras estudiar los resultados obtenidos, el protocolo de entrenamiento seguido [Guge01] no parece ser muy adecuado para comenzar un entrenamiento con sujetos no experimentados. Con sólo 7 sesiones y estas tareas mentales, los sujetos no aprenden a producir una desincronización contralateral, provocándoles en muchos casos frustración. En efecto, las curvas de ERD/ERS obtenidas muestran la dificultad que tienen los sujetos para generar una desincronización contralateral al imaginar movimientos de las extremidades. Con el fin de no desanimar a los sujetos y evitar el abandono en el proceso de entrenamiento, podría ser más ventajoso empezar dicho entrenamiento con dos estados mentales más fáciles de discriminar. Dichos estados podrían ser reposo e imaginación de movimientos, ya que en muchos sujetos se ha observado una clara desincronización de las señales EEG cuando éstos imaginaban movimientos de alguna de las extremidades, con respecto al periodo de reposo.

También se puede concluir que el paradigma de entrenamiento no debe ser el mismo para todos los sujetos. Someter a un sujeto a una sesión con feedback tras una única sesión sin feedback puede resultar más perjudicial que beneficioso. Hasta que un sujeto no adquiriera cierta capacidad de control sobre sus señales EEG, parece conveniente que éste siga realizando sesiones sin feedback y de esta forma asegurar unos adecuados pesos para el clasificador.

Las opiniones de los sujetos han sido de gran relevancia. Una de las cuestiones que más se ha valorado es el efecto que produce el feedback continuo sobre los sujetos. Por lo general, éste hace más entretenidas las sesiones pero sus efectos son muy variables y dependen de los propios sujetos. Dicho feedback tiene un refuerzo positivo si el sujeto posee cierto control, pero si éste no lo tiene, el efecto puede resultar frustrante, pudiendo ser que en estos casos sea más conveniente omitirlo o quizás, utilizar un feedback discreto y retardado. Para solucionar estas diferencias e intentar que los efectos del feedback sean siempre positivos, se sugiere mejorar en las técnicas de presentación de biofeedback, ya que si algo ha quedado patente es que las sesiones con feedback resultan más entretenidas, atractivas e interesantes para los sujetos.

Por último, los malos resultados obtenidos en los porcentajes de clasificación son debidos en gran parte a la dificultad que tienen los sujetos en producir una desincronización contralateral al imaginar movimientos de una de las extremidades. Estos resultados dificultan enormemente proseguir el estudio. Independientemente del feedback que se les proporcione a los sujetos, éstos seguirán teniendo dificultad en discriminar entre imaginación de movimientos de la mano derecha e imaginación de movimientos de la mano izquierda y como consecuencia de ello, los resultados que se obtengan posiblemente no difieran mucho de los que aquí se han obtenido, no pudiendo realizar un estudio comparativo entre los dos sistemas desarrollados.

Debido a ello y a la necesidad de mejores resultados que validen el entrenamiento llevado a cabo por los sujetos, se plantea la necesidad de realizar una nueva evaluación con este sistema pero haciendo uso de estados mentales más fáciles de discriminar para sujetos no entrenados. Dichos estados serán imaginación de movimientos de la mano derecha y estado de reposo.

6.4 Segundo experimento: evaluación con el sistema BCIREF

Los resultados obtenidos en la anterior evaluación demostraron que la desincronización solía afectar en la mayoría de los casos a los dos hemisferios e indistintamente de la tarea mental llevada a cabo, dificultando enormemente la clasificación. Como consecuencia de ello, los porcentajes de error fueron bastante elevados y el efecto del feedback fue en numerosas ocasiones frustrante, perdiendo muchos de los sujetos motivación e interés a medida que transcurrían las sesiones. También se observó la posibilidad de que la discriminación entre reposo e imaginación de movimientos de alguna de las extremidades fuera más sencilla, siendo el objetivo de la actual evaluación probar dicha observación.

A continuación se va a pasar a describir la metodología llevada a cabo en esta segunda evaluación y los resultados obtenidos.

6.4.1 Metodología

6.4.1.1 Paradigma de entrenamiento

En esta ocasión, a los sujetos se les pidió discriminar entre imaginación de movimientos de la mano derecha y estado de reposo. Aprovechando los dos primeros segundos de la prueba en el que el sujeto siempre debía estar en reposo esperando a que se le indicara la tarea mental a llevar a cabo, se decidió por no introducir ningún símbolo que pudiera alterar dicho estado de reposo en el caso de que éste fuera el estado que tuviera que llevar a cabo el sujeto. Así pues, en este paradigma de entrenamiento se optó por hacer coincidir el inicio de la tarea mental con la aparición del *beep* sonoro en el instante 2 s de manera que, en ese mismo instante, la superposición sobre la cruz durante 2.25 segundos de una flecha verde apuntando hacia la derecha indicaría al sujeto imaginar continuos movimientos de la mano derecha. En caso contrario, si en el instante del *beep* no aparecía la flecha, el sujeto debía seguir en estado de reposo. De esta manera, la temporización de las pruebas quedó como se indica en la figura 6-37.

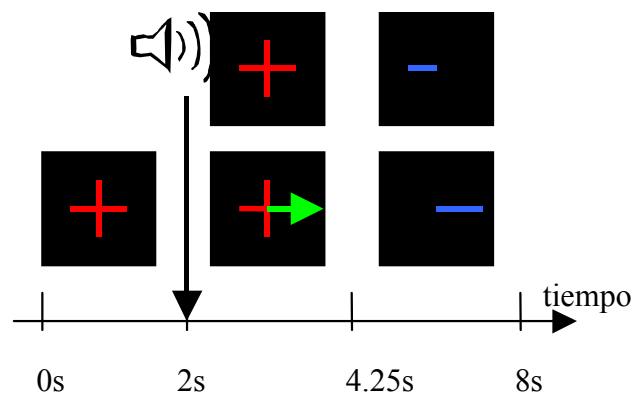


Figura 6-37: Temporización de la prueba para la segunda evaluación.

Y de este modo, los parámetros temporales que definen la estructura de una prueba quedarían de la siguiente manera:

- $t_{\text{cursor}} = 0 \text{ s}$
- $t_{\text{objetivo}} = 2 \text{ s}$
- $t_{\text{inicio-análisis}} = 4.25 \text{ s}$
- $d_{\text{análisis}} = 3.75 \text{ s}$
- $d_{\text{prueba}} = 8 \text{ s}$

6.4.1.2 Sujetos

Se contó con la participación de un total de 8 sujetos (6 estudiantes y 2 profesores), 4 del sexo femenino (S1', S3', S4' y S5') y 4 del sexo masculinos (S2', S6', S7' y S8'). La edad de los estudiantes estaba comprendida entre los 20 y 27 años, y los dos profesores que participaron tenían una edad de 44 (S7') y 32 (S8') años cada uno. De nuevo, todos los sujetos se presentaron voluntariamente, no tenían experiencia previa en BCI y fueron seleccionados independientemente de su capacidad inicial para controlar sus señales EEG.

6.4.1.3 Medidas objetivas y medidas subjetivas

Debido a la poca información que se pudo extraer de la tasa cardiaca, de la actividad electrodermal y del test de Toulouse-Pierón en la anterior evaluación, se optó por no volver a realizar dichas medidas. De este modo, en esta segunda evaluación, las medidas objetivas incluyeron únicamente las dos señales EEG, y en cuanto a las medidas subjetivas, los sujetos fueron sometidos sólo a los cuestionarios.

6.4.2 Resultados

6.4.2.1 Bandas reactivas

La gran mayoría de sujetos presentaba su banda reactiva en torno a la banda mu (algunos por debajo de 10 Hz) y en algunos casos, dicha banda fue variando a lo largo de las sesiones por encontrar bandas mejores. Finalmente, los márgenes de frecuencia resultaron ser los que se muestran en la siguiente tabla (“Ses” hace referencia a “sesiones”):

Sujetos	S1'	S2'	S3'	S4'	S5'	S6'	S7'	S8'
Banda reactiva (Hz)	7-10 (Ses 1-3) 20-30 (Ses 4-7)	10-14	9-13	8-12	10-13	6-9	11-16 (Ses 1-3) 11-20 (Ses 4-7)	8-13

Tabla 6-6: Bandas de frecuencia reactiva para los sujetos de la segunda evaluación.

6.4.2.2 Porcentajes de clasificación

Al igual que en la primera evaluación, a continuación se representan, para cada sujeto, las curvas de tasa de error $e_t^{(s)}$, sus correspondientes porcentajes de mínimo error y sus respectivas curvas E_t .

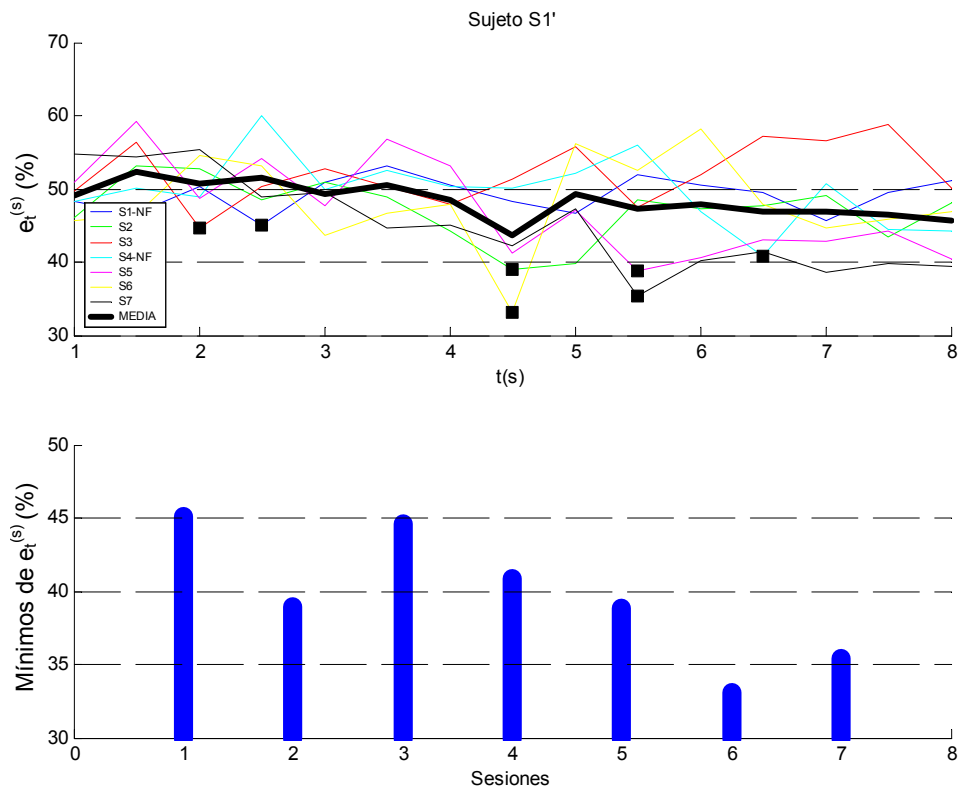


Figura 6-38: Curvas y mínimos de error de $e_t^{(s)}$ para el sujeto S1'.

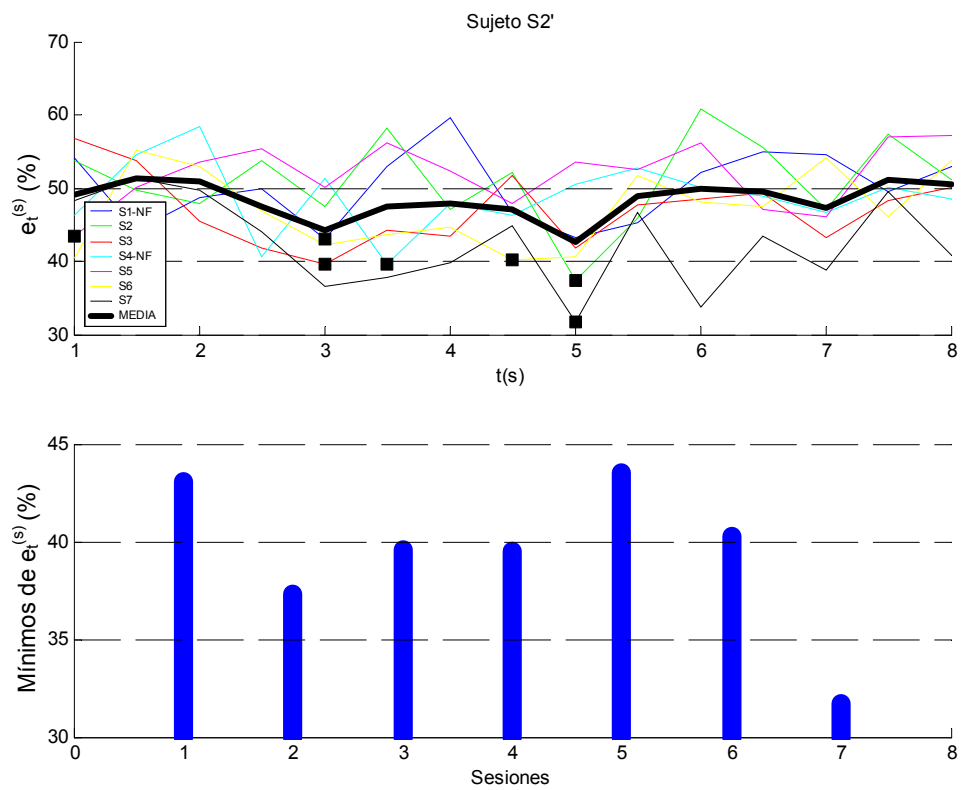


Figura 6-39: Curvas y mínimos de error de $e_t^{(s)}$ para el sujeto S2'.

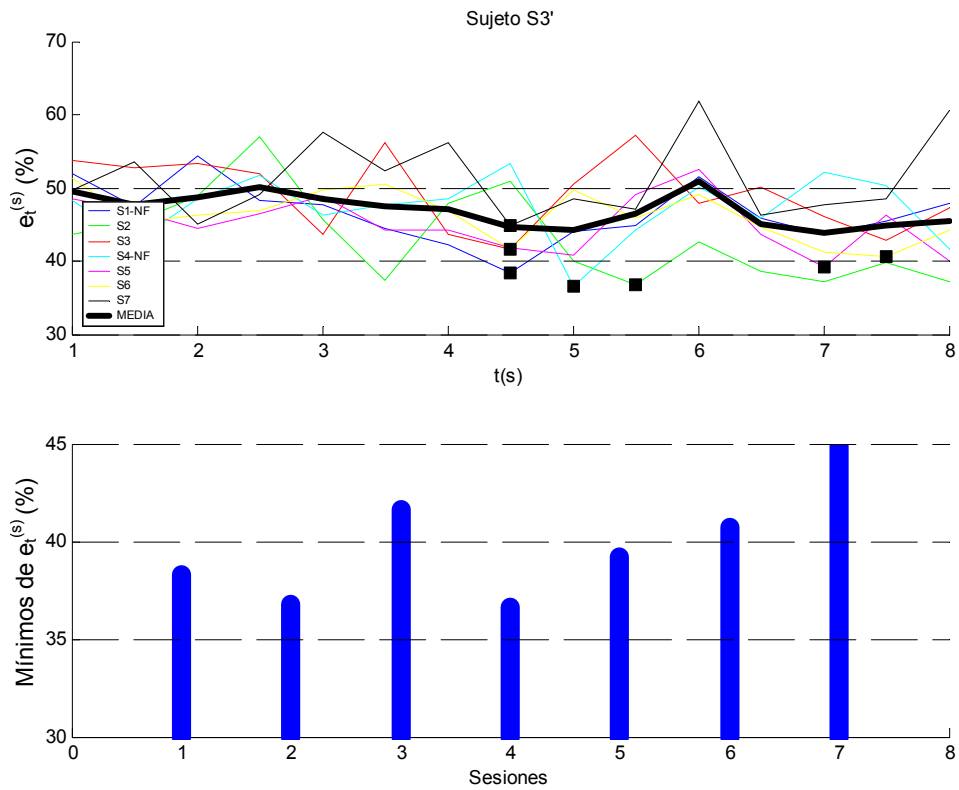


Figura 6-40: Curvas y mínimos de error de $e_t^{(s)}$ para el sujeto S3'.

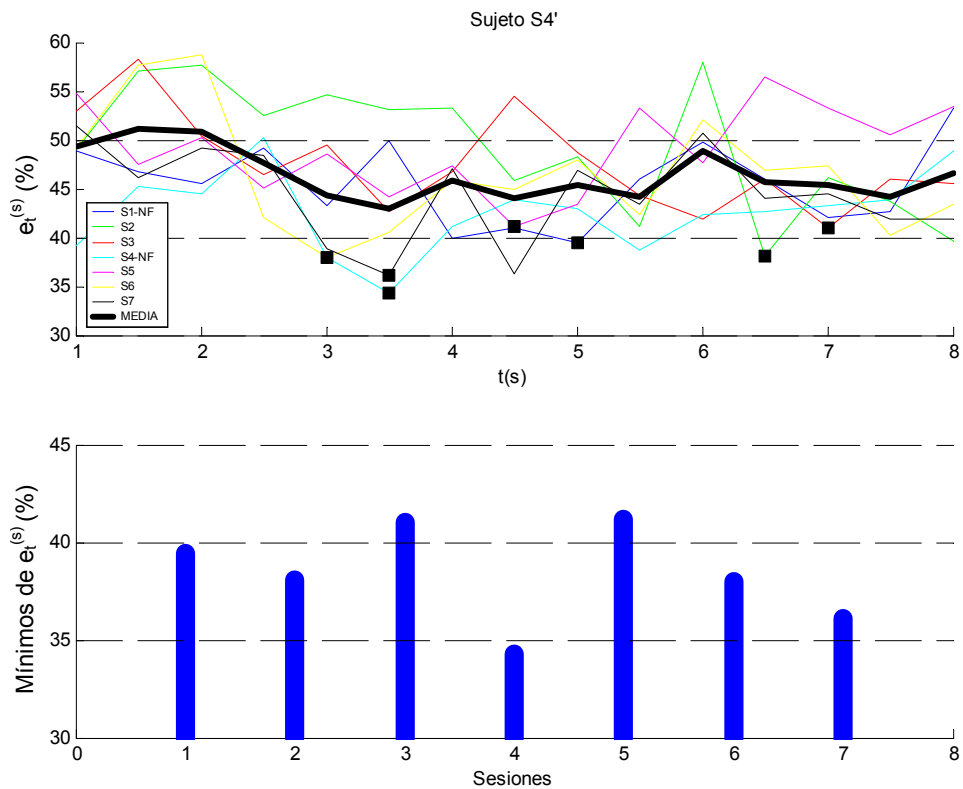


Figura 6-41: Curvas y mínimos de error de $e_t^{(s)}$ para el sujeto S4'.

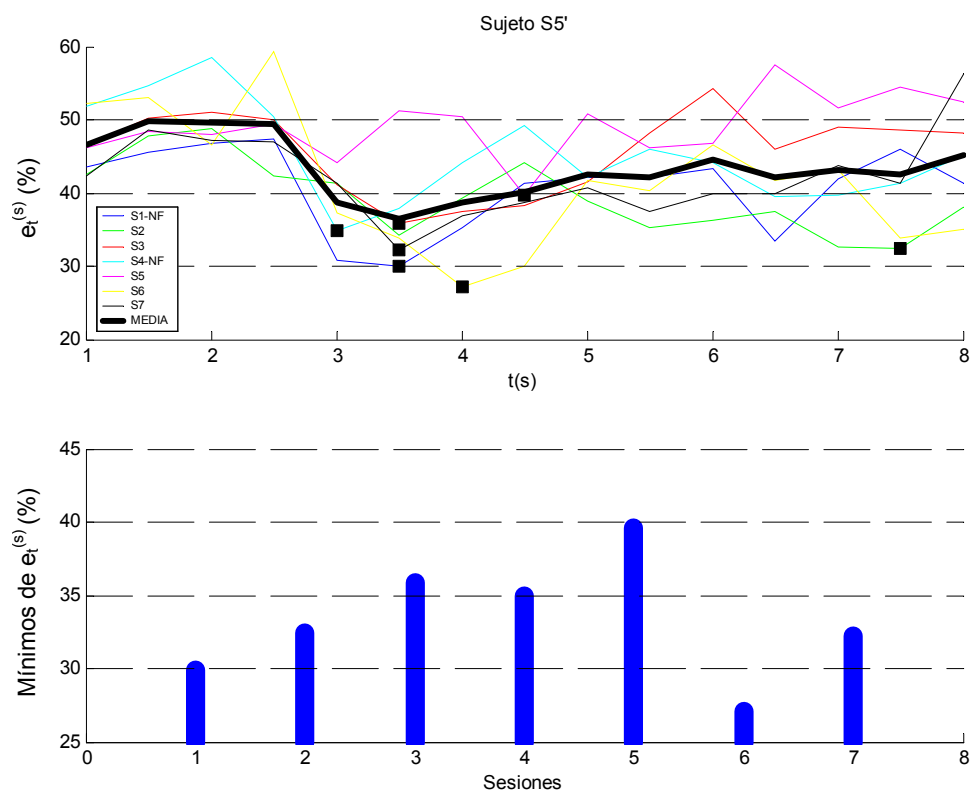


Figura 6-42: Curvas y mínimos de error de $e_t^{(s)}$ para el sujeto S5'.

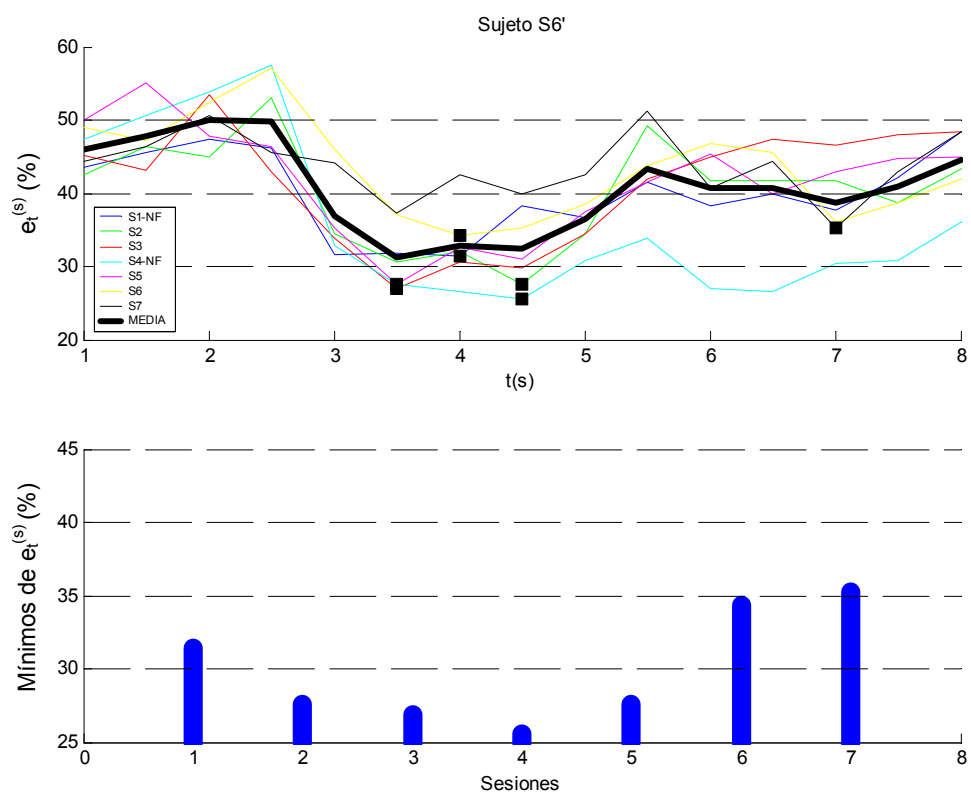


Figura 6-43: Curvas y mínimos de error de $e_t^{(s)}$ para el sujeto S6'.

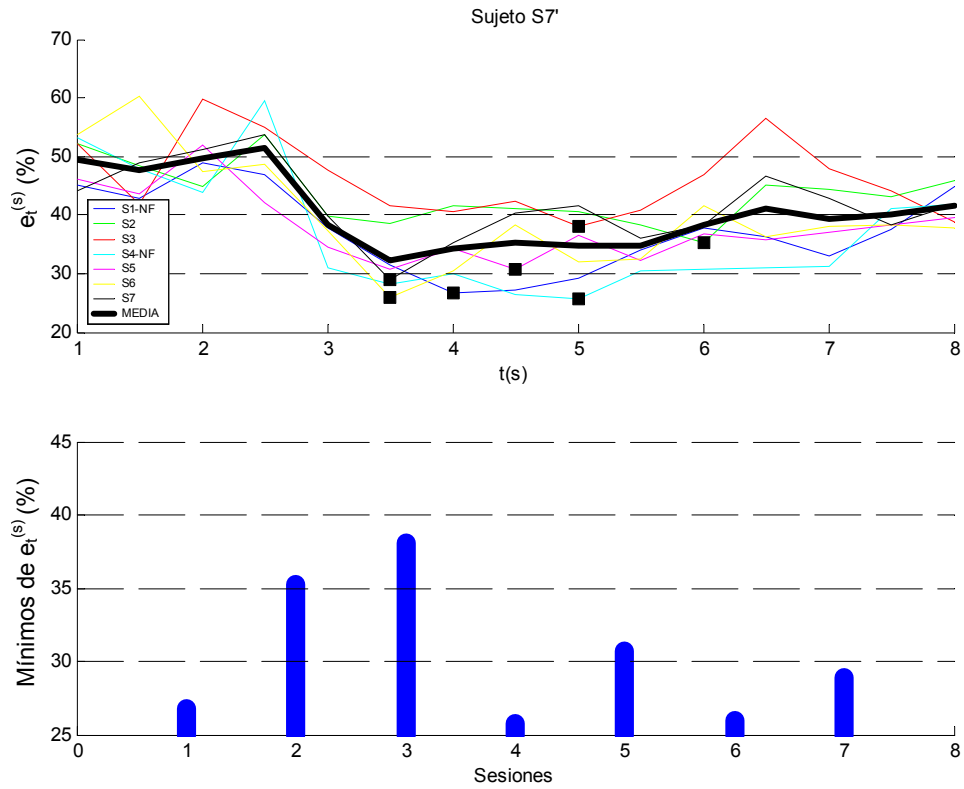


Figura 6-44: Curvas y mínimos de error de $e_t^{(s)}$ para el sujeto S7'.

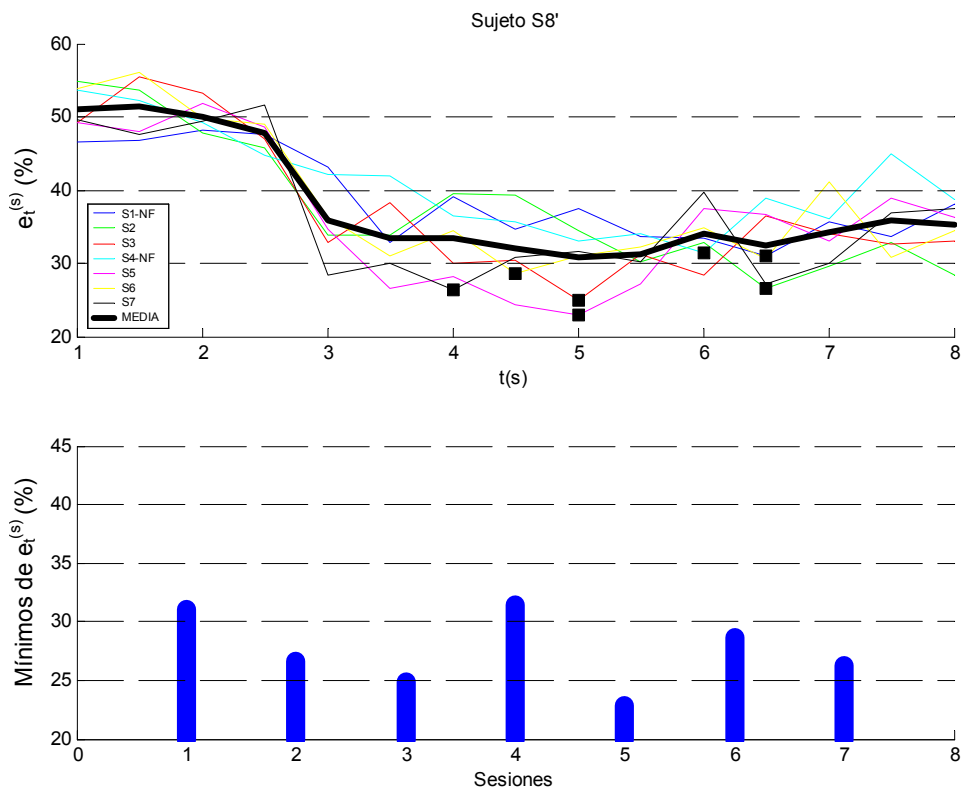


Figura 6-45: Curvas y mínimos de error de $e_t^{(s)}$ para el sujeto S8'.

Valoración general de las curvas $e_t^{(s)}$.

De estas curvas de error se observa que, en los 4 primeros sujetos (S1' a S4'), la evolución de las diferentes $e_t^{(s)}$ es un tanto aleatoria y con curvas bastante inestables a lo largo del periodo del feedback (las cuales pueden oscilar entre el 35% y el 60% dentro de dicho periodo). Estos sujetos no parecen tener el suficiente control como para mantener estables sus señales EEG. Además, los elevados porcentajes de mínimo error de $e_t^{(s)}$ obtenidos en las sesiones sin feedback no han facilitado la selección de pesos óptimos para el clasificador. De estos sujetos, S1' es el único que ha mostrado cierta mejoría a medida que transcurrían las sesiones, no obteniendo malos resultados en la última sesión.

En cuanto al resto de los sujetos, sus curvas de error son menos dispares, destacando los 3 últimos (S6', S7' y S8') por el gran control y la gran estabilidad que han logrado mantener a lo largo del periodo del feedback en todas sus sesiones. En las sesiones sin feedback, los bajos porcentajes de error obtenidos no han planteado problema a la hora de determinar pesos adecuados para el clasificador. Exceptuando al sujeto S7' que ha logrado mejores resultados en sus 3 últimas sesiones con feedback, en el resto no se ha observado un claro aprendizaje a medida que transcurrían las sesiones. Para este mismo sujeto y para S6' se observa una diferencia apreciable entre las sesiones con y sin feedback, resultando estas últimas más fructuosas al obtener curvas de $e_t^{(s)}$ más estables y más bajas.

Análisis de las curvas E_t .

Al igual que se hizo con la primera evaluación, resulta interesante representar conjuntamente el promedio E_t de las curvas de error $e_t^{(s)}$ para cada uno de los sujetos. Dichas curvas se muestran en la figura 6-46 y en ellas se ha respetado el mismo criterio de umbrales que el acordado en la primera evaluación, permitiendo hacer de nuevo una clasificación. El grupo A', formado por 4 sujetos (S1' a S4') y cuyas curvas de error medio (línea fina) están por encima (o muy cerca) del 45%. El grupo B', formado por otros 4 sujetos (S5' a S8') y cuyas curvas de error medio (línea gruesa) se encuentran durante algún intervalo de tiempo por debajo del 40% de error (en la evaluación anterior, dichas curvas se acercaban a este umbral pero no lo sobrepasaban).

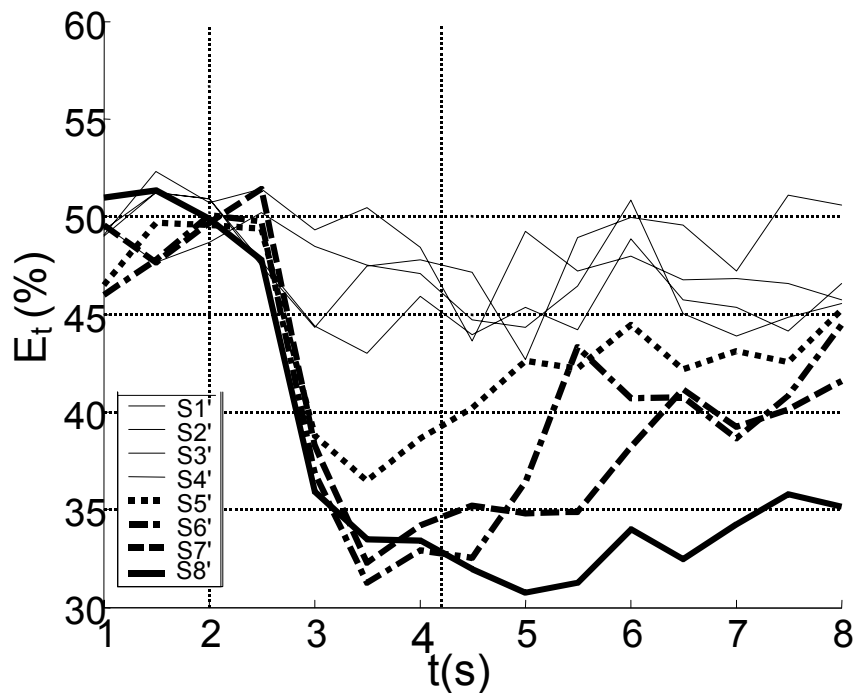


Figura 6-46: Curvas de error E_t para los 8 sujetos de la segunda evaluación.

Sin lugar a duda, los resultados que se extraen de estas curvas de error permiten sugerir que, para sujetos no experimentados, la discriminación entre estos dos estados mentales (imaginación de movimientos de la mano derecha frente a estado de reposo) es mucho más factible que la llevada a cabo en la primera evaluación. De los 8 sujetos que han participado en los experimentos, 4 de ellos han obtenido durante algún intervalo de tiempo curvas de error E_t por debajo del 40%, y en 3 de ellos ($S6'$, $S7'$ y $S8'$), incluso por debajo del 35% (estos sujetos fueron los que consiguieron mantener estables sus curvas $e_t^{(s)}$ en todas sus sesiones).

Si se centra el estudio en los sujetos que han adquirido cierto control de sus señales EEG (grupo B'), se puede decir que en líneas generales los resultados obtenidos son bastante buenos, alcanzando valores mínimos de E_t en torno al 32% para $S6'$, $S7'$ y $S8'$, y de 37% para $S5'$; a pesar de ello, es importante resaltar la observación que se indica a continuación. Para estos sujetos, las curvas E_t empiezan a descender a partir del instante $t = 2.5$ s, alcanzando sus valores mínimos en torno a $t = 3.5$ s, instante en el que los sujetos están llevando a cabo la actividad mental. Sin embargo, a partir de entonces y en cuanto aparece el feedback ($t = 4.25$ s), los porcentajes de error tienden a empeorar, y las curvas E_t van creciendo poco a poco. Sólo el sujeto $S8'$ consigue estabilizar dicha curva, pero en ningún caso durante el periodo del feedback se produce disminución de ésta (a partir del instante 5 s comienza a incrementar la curva). La explicación que se le puede dar a este fenómeno es, que en el momento en el que aparece el objetivo ($t = 2$ s), los sujetos llevan a cabo plenamente su actividad mental logrando una buena discriminación, sin embargo, al aparecer el feedback, dicha actividad se ve interferida de alguna forma por la presencia de éste, pudiendo provocar una falta de concentración.

Análisis de los errores mínimos de $e_t^{(s)}$.

Al igual que en la primera evaluación, también resulta interesante representar conjuntamente los valores e instantes de mínimo error obtenidos por todos los sujetos y en todas las sesiones. Siguiendo con el convenio escogido en la primera evaluación, en la siguiente figura los asteriscos representan estos porcentajes para los sujetos del grupo A' y los puntos para los sujetos del grupo B'. De nuevo los símbolos de mayor tamaño corresponden a las sesiones con feedback y los de menor tamaño a las sesiones sin feedback. El número total de símbolos representados es de 56 (8 sujetos x 7 sesiones).

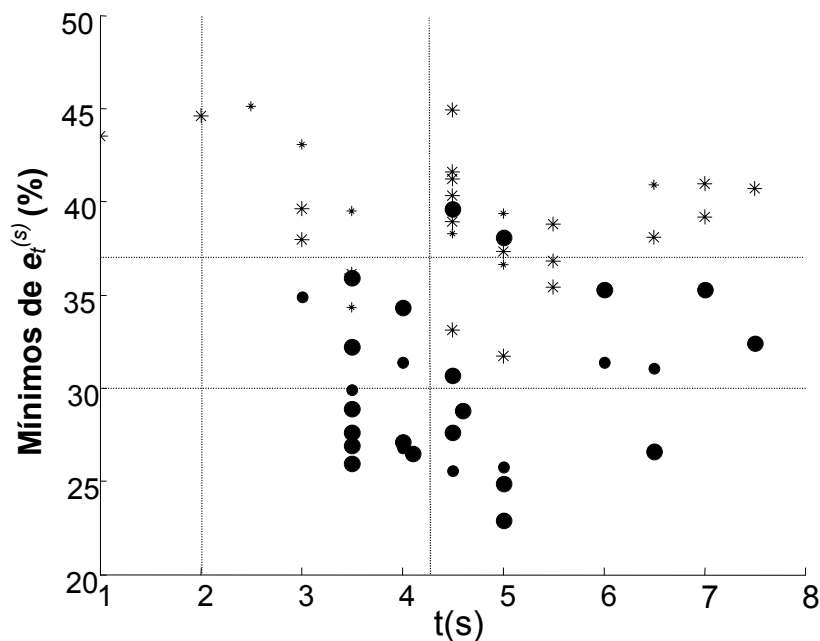


Figura 6-47: Mínimos porcentajes de $e_t^{(s)}$ obtenidos en cada sesión s de cada sujeto: segunda evaluación.

Se observa que existe una cantidad considerada de mínimos de error por debajo del 30% (15 puntos de los 56 totales), todos ellos pertenecientes a sujetos del grupo B', lo que prueba que en muchas sesiones, estos sujetos lograron un control apreciable de sus señales EEG. Si bien es cierto que aparecen algunos valores pertenecientes a sujetos del grupo A' por debajo del 37% de error (7 puntos de un total de 28), casi la totalidad de los que pertenecen a los sujetos del grupo B' está por debajo de dicho umbral (26 puntos de un total de 28).

En cuanto a los instantes de tiempo en los que se producen estos porcentajes de mínimo error, al menos, en esta ocasión, todos los sujetos consiguen la mejor clasificación de sus sesiones a partir del instante $t = 2$ s, es decir, dentro del periodo en el que ya conocen la tarea mental a llevar a cabo (sólo aparecen dos porcentajes de mínimo error en los instantes 1 s y 2 s). Sin embargo, y al igual que ocurría en la primera evaluación, muchos de estos valores mínimos se concentran prácticamente durante el periodo comprendido entre el instante en el que el sujeto conoce la tarea mental a llevar a cabo y el principio del feedback. Concretamente, entre los instantes 3.5 s y 5 s se concentran 34 puntos de los 56 totales, es decir, el 61% del total de los

valores. Esto ocurre especialmente para sujetos del grupo B', lo que justifica que sus curvas E_t alcancen sus respectivos valores mínimos dentro de ese periodo, tal y como se comentó anteriormente.

Estudio comparativo entre los porcentajes de clasificación obtenidos en la primera y segunda evaluación.

Aunque ya se ha observado que la discriminación entre imaginación de movimientos de la mano derecha y estado de reposo parece mucho más factible para sujetos no experimentados, resulta de gran interés realizar un estudio comparativo entre los resultados obtenidos en esta evaluación y los obtenidos al discriminar entre imaginación de movimientos de la mano derecha e imaginación de movimientos de la mano izquierda.

En este estudio comparativo sólo se han considerado los sujetos pertenecientes a los grupos B y B', puesto que el resto de los sujetos no mostraron prácticamente ningún control sobre sus señales EEG. En la figura 6-48 se muestran las curvas de error E_t resultantes. Las líneas discontinuas representan las curvas para los sujetos del grupo B (2 de 10) y las líneas continuas para los sujetos del grupo B' (4 de 8).

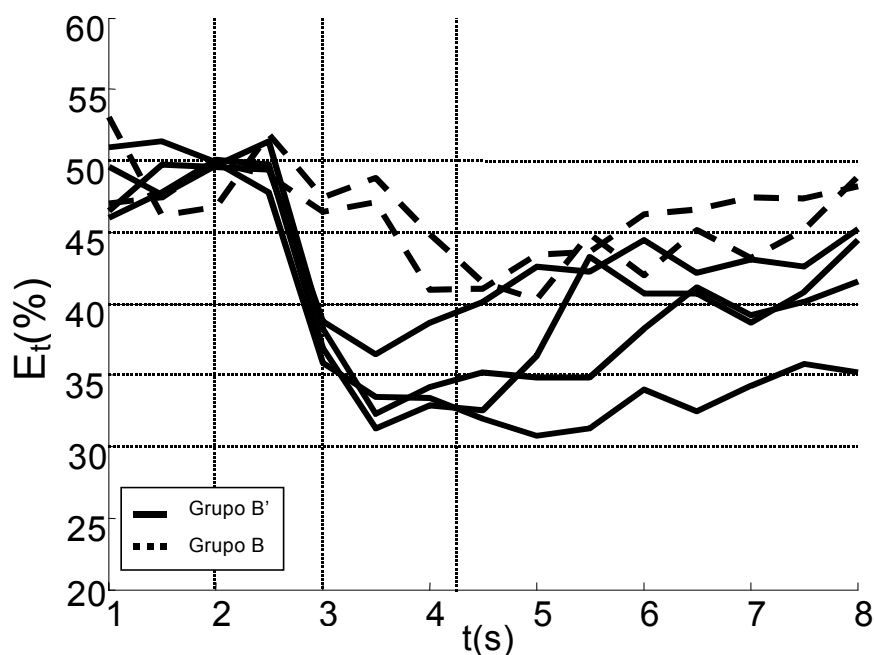


Figura 6-48: Curvas de error E_t para los sujetos del grupo B (líneas discontinuas) y B' (líneas continuas) pertenecientes a la primera y segunda evaluación respectivamente.

De acuerdo al criterio de umbrales optado para formar los diferentes grupos, hay que resaltar que un 50% de los sujetos que participaron en la segunda evaluación ha logrado cierto control de las señales EEG, mientras que de los sujetos que participaron en la primera evaluación, sólo lo ha logrado un 20%. Además, las curvas obtenidas y reflejadas en la figura muestran claramente cómo resulta mucho más fácil discriminar entre imaginación de movimientos de la mano derecha y estado de reposo, obteniendo porcentajes de error E_t mucho menores.

Resulta interesante observar cómo, independientemente de las tareas mentales a discriminar por los sujetos, las curvas de error medio tienen una respuesta muy similar. En las 2 curvas pertenecientes a los sujetos del grupo B, la disminución de los porcentajes de error E_t se produce ligeramente después del instante en el que éstos conocen la tarea mental a realizar ($t = 3$ s), alcanzándose los porcentajes de mínimo error aproximadamente 1.5 segundos después ($t = 4.5$ s) y obteniendo para ambos casos valores muy próximos al 40% de error. A partir de entonces, empieza a haber un ligero empeoramiento a medida que transcurre el periodo del feedback. Con respecto a las 4 curvas de los sujetos del grupo B', la respuesta es algo similar pero con la gran diferencia de que se alcanzan porcentajes de error mucho menores. En efecto, se observa cómo, ligeramente después del instante en el que los sujetos conocen la tarea mental a realizar ($t = 2$ s), los porcentajes de error empiezan a disminuir alcanzándose de nuevo los porcentajes mínimos aproximadamente 1.5 segundos después ($t = 3.5$ s), y obteniendo valores entre el 37 y el 31% de error (una de las curvas, concretamente la perteneciente al sujeto S8', tiene su valor mínimo en $t = 5$ s, sin embargo, la caída más importante de dicha curva se alcanza en $t = 3.5$ s). A partir de entonces, se observa de nuevo un empeoramiento de los porcentajes de error.

De esta similitud entre las curvas se comprueba que todos los sujetos tardan, desde el instante en el que se les indica la tarea mental a llevar a cabo, aproximadamente 1.5 segundos en alcanzar sus mejores resultados, sin embargo, en cuanto aparece el feedback ($t = 4.25$ s) los porcentajes de error tienden a empeorar. Esto último da a entender que para sujetos no experimentados, aunque lleven a cabo el entrenamiento con tareas mentales supuestamente más fáciles de discriminar, este feedback en forma de barra no parece facilitar la tarea de mantener la concentración, produciendo cierta pérdida de control de las señales EEG.

En la figura 6-49 se representan los porcentajes de mínimo error de las curvas $e_t^{(s)}$ de cada una de las sesiones y para cada uno de los sujetos de los grupos B (estrellas) y B' (cuadrados).

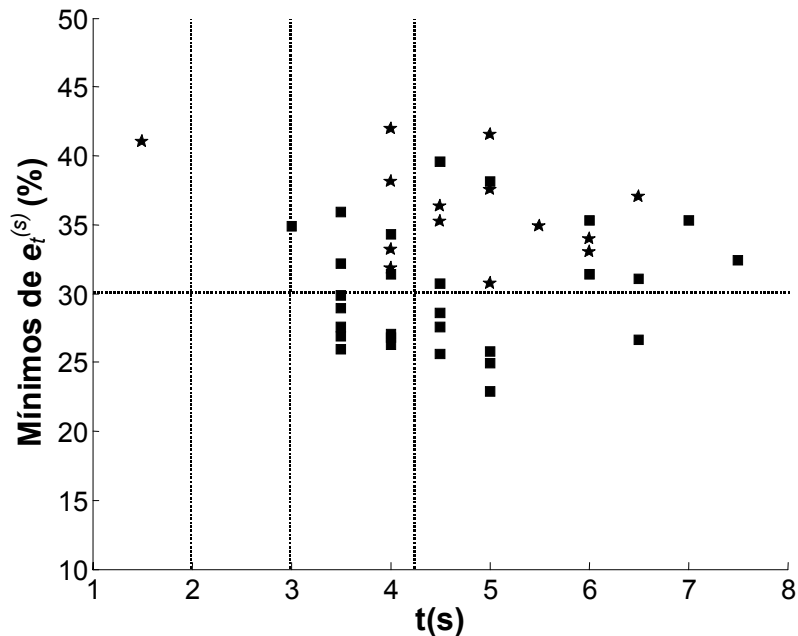


Figura 6-49: Mínimos porcentajes de $e_t^{(s)}$ obtenidos en cada sesión s de cada sujeto perteneciente a los grupos B (estrellas) y B' (cuadrados).

Lo más destacable de esta figura es que efectivamente se consigue discriminar de manera mucho más acertada entre estado de reposo e imaginación de movimientos de la mano derecha. Se observa cómo, por debajo del 30% de error, no hay ningún mínimo perteneciente a sujetos del grupo B, sin embargo, son muchos los mínimos pertenecientes a sujetos del grupo B' que están por debajo de ese umbral, alcanzando valores de hasta el 22%. Esto supone una gran mejoría en los porcentajes de error debido exclusivamente al cambio de la tarea mental. También parece interesante destacar de nuevo que, muchos de los porcentajes de mínimo error pertenecientes a sujetos del grupo B' se concentran entre los instantes 3 s y 5 s, y en especial, entre los instantes 3 s y 4.5 s, es decir, antes de que aparezca el feedback.

En las tablas 6-7 y 6-8, se proporcionan algunos datos interesantes sobre los porcentajes de mínimo error obtenidos en las dos evaluaciones. Concretamente, en la tabla 6-7 se indica, para cada grupo, qué proporción de sus porcentajes mínimos se encuentra: por encima del 37% de error, significado de malos resultados en la clasificación; por debajo del 30% de error, significado de buenos resultados en la clasificación; y entre estos dos umbrales, significado de resultados aceptables. Las casillas grises representan la proporción más favorable al comparar (sólo se han considerado la primera y la tercera columna) los porcentajes obtenidos entre los grupos A y A', B y B' y entre el total de los valores pertenecientes a cada evaluación (1ª y 2ª Eval.).

	Proporción de mínimos porcentajes de $e_t^{(s)}$ (en %)		
	Por encima del 37% de error	Entre el 30 y el 37% de error	Por debajo del 30% de error
Grupo A	92.7	7.3	0
Grupo A'	75	25	0
Grupo B	35.7	64.3	0
Grupo B'	7.1	39.3	53.6
1ª Eval.	81.1	18.9	0
2ª Eval.	41	32.2	26.8

Tabla 6-7: Proporciones de mínimos porcentajes de $e_t^{(s)}$ que alcanzan determinados umbrales de error: sujetos de la primera y segunda evaluación.

En la tabla 6-8, se indica qué proporción de estos porcentajes de mínimo error se encuentra dentro de unos determinados intervalos de tiempo. El primer intervalo comprende el periodo desde el instante en el que los sujetos ya conocen la tarea mental a llevar a cabo, hasta el inicio del periodo del feedback (para la primera evaluación, este periodo va de $t = 3.5$ s a $t = 4.5$ s, y para la segunda evaluación, de $t = 2.5$ s a $t = 4.5$ s). El segundo intervalo comprende la totalidad del periodo del feedback, concretamente desde el instante $t = 5$ s a $t = 8$ s. Las sesiones cuyos valores de mínimo error caigan dentro del primer intervalo son consideradas como sesiones en las que el feedback no ha sido muy fructuoso, mientras que si caen en el segundo periodo, se supone que el feedback ha facilitado la tarea de discriminación. En dicha tabla, únicamente se han incluido los sujetos pertenecientes a los grupos B y B' y las sesiones con feedback, por considerar que si lo que se está valorando es el efecto del feedback, sólo estas sesiones deberían incluirse. Las casillas grises de nuevo representan los porcentajes más favorables al comparar entre ambos grupos.

	Proporción de mínimos porcentajes de $e_t^{(s)}$ (en %)	
	Incluidos en el periodo anterior al feedback	Incluidos en el periodo del feedback
Grupo B	40	50
Grupo B'	65	35

Tabla 6-8: Proporciones de mínimos porcentajes de $e_t^{(s)}$ que caen fuera y dentro del periodo del feedback: sujetos de la primera y segunda evaluación.

Los resultados presentados en la tabla 6-7 muestran cómo, para todos los sujetos pertenecientes a la segunda evaluación, la proporción de mínimos porcentajes de $e_t^{(s)}$ es más favorable, consiguiendo mejores valores. En cuanto a la ubicación en el tiempo de estos porcentajes mínimos, los sujetos pertenecientes al grupo B logran proporciones ligeramente mejores que los del grupo B', obteniendo una mayor representación de éstos en el periodo del feedback y una menor en el periodo anterior al feedback. En contra, hay que indicar que un 10% de estos valores se encuentra, para los sujetos del grupo B, fuera de estos intervalos de tiempo, es decir, antes de que se diera a conocer la tarea mental a llevar a cabo.

Conclusiones generales.

De los resultados obtenidos son varias las conclusiones que pueden ser extraídas. Aunque es cierto que el 75% de los sujetos pertenecientes al grupo B' son del sexo masculino, esta cifra no es significativa teniendo en cuenta la escasa muestra de sujetos.

Al igual que se concluyó en la primera evaluación, parece recomendable que en aquellos sujetos en los que la determinación de los pesos del clasificador no haya sido fiable como consecuencia del poco control obtenido, se les imponga otras sesiones adicionales sin feedback. En esta segunda evaluación, para la mitad de los sujetos no ha habido problemas en determinar los pesos del clasificador y los resultados obtenidos han sido muy satisfactorios. En este sentido, se podría decir que el protocolo de entrenamiento seguido sí parece factible.

Del estudio comparativo entre los resultados obtenidos en las dos evaluaciones, parece evidente que resulta mucho más fácil para los sujetos no experimentados discriminar entre imaginación de movimientos de la mano derecha y estado de reposo, en comparación con imaginación de movimientos de la mano derecha e imaginación de movimientos de la mano izquierda, tal y como ocurría en [Neup03], aunque en este último trabajo los resultados se obtuvieron sobre un único sujeto. En el estudio aquí realizado, con estos nuevos estados mentales son más los sujetos que consiguen obtener buenos y mejores porcentajes de acierto. También se ha observado que para ambos experimentos, el paradigma utilizado, y en especial el feedback en forma de barra, no parece ayudar a mantener la concentración ni a que los sujetos consigan disminuir sus porcentajes de error a medida que transcurre el feedback.

Por último, indicar que parte de los resultados aquí expuestos fueron presentados en [Ron04b].

6.4.2.3 Curvas de ERD/ERS

A continuación se muestran las curvas de ERD/ERS obtenidas para cada sujeto. La estructura de las figuras que aparecen es la misma que la seguida en la primera evaluación.

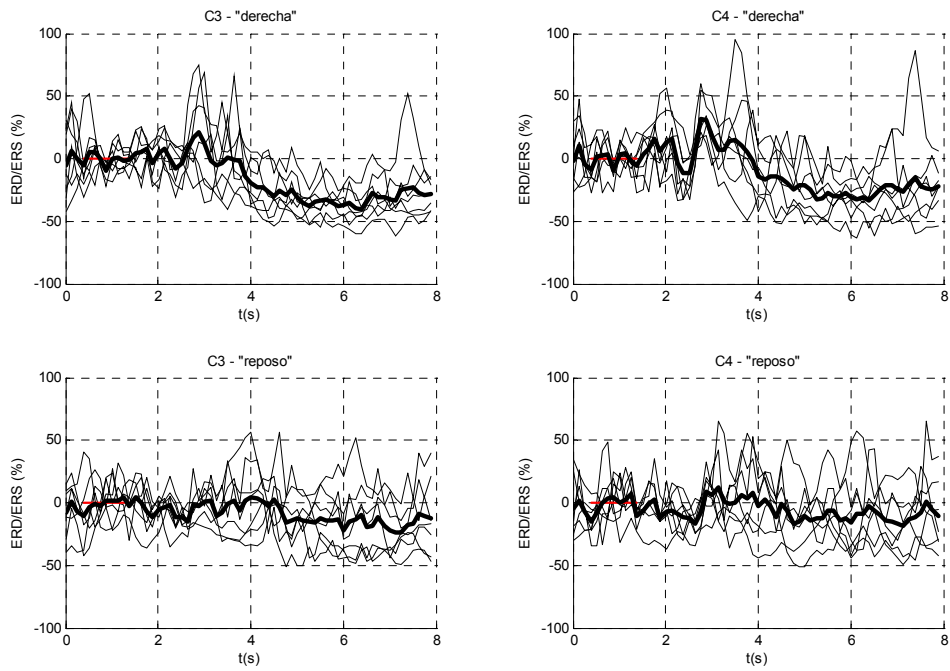


Figura 6-50: Curvas de ERD/ERS para el sujeto S1'.

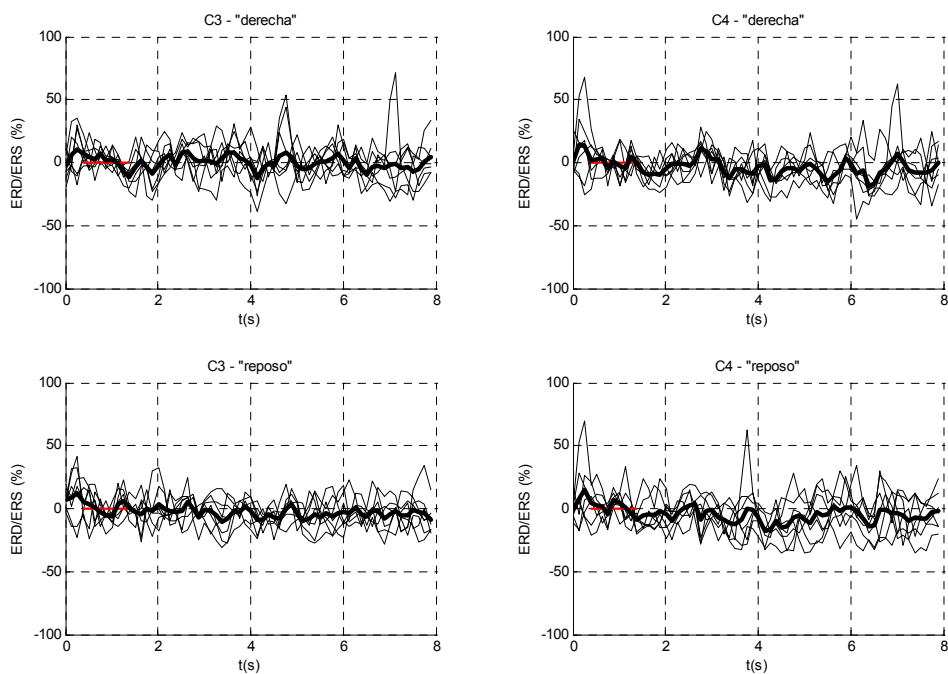


Figura 6-51: Curvas de ERD/ERS para el sujeto S2'.

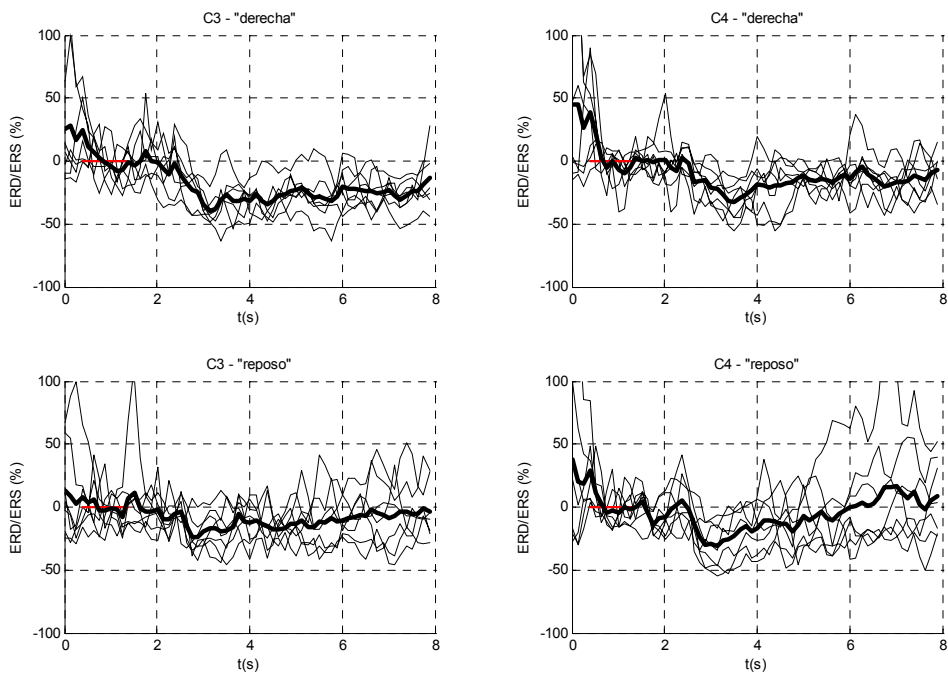


Figura 6-52: Curvas de ERD/ERS para el sujeto S3'.

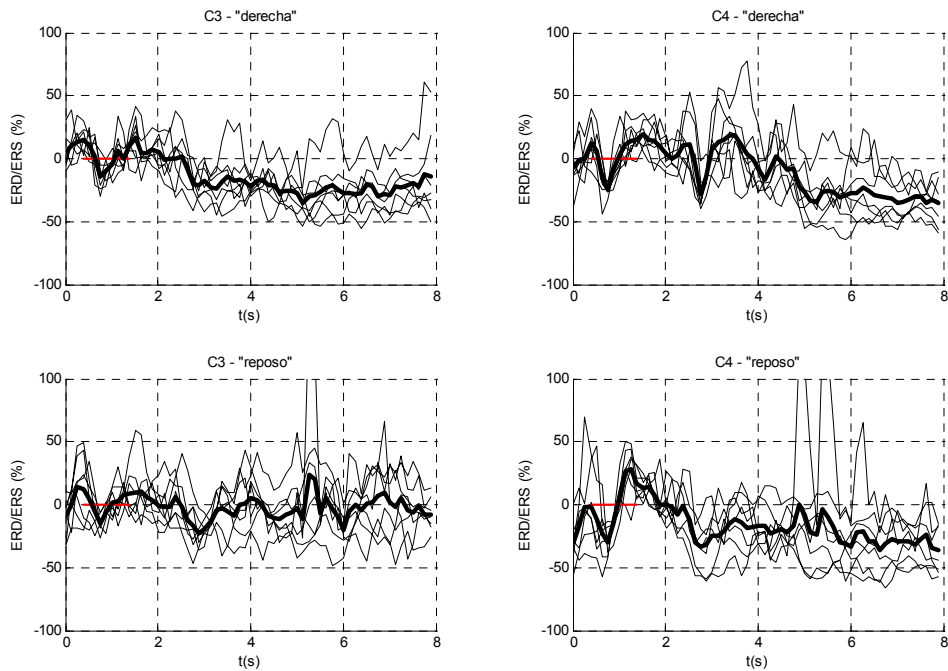


Figura 6-53: Curvas de ERD/ERS para el sujeto S4'.

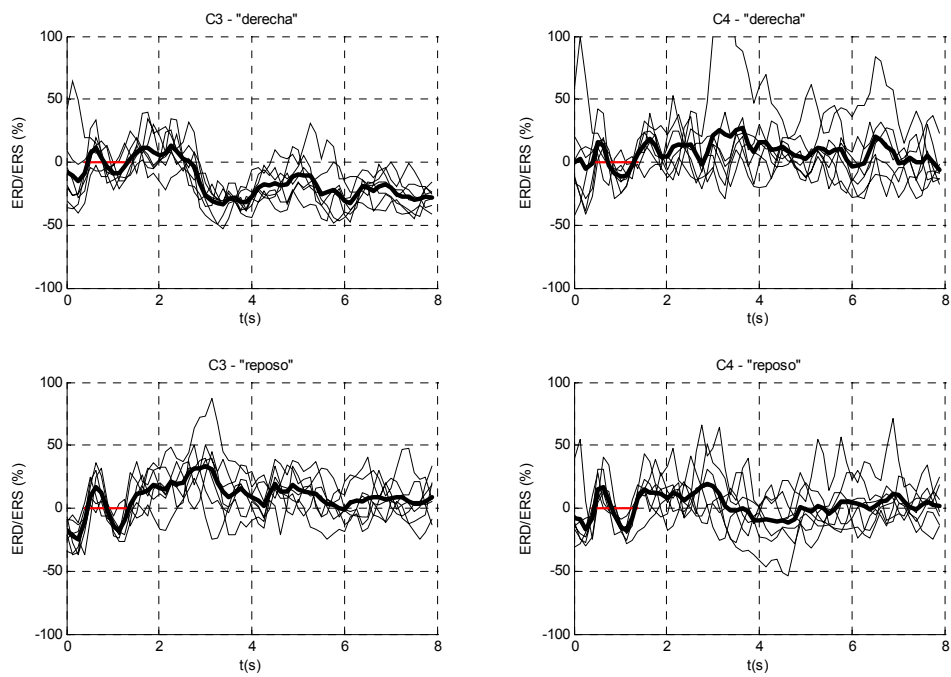


Figura 6-54: Curvas de ERD/ERS para el sujeto S5'.

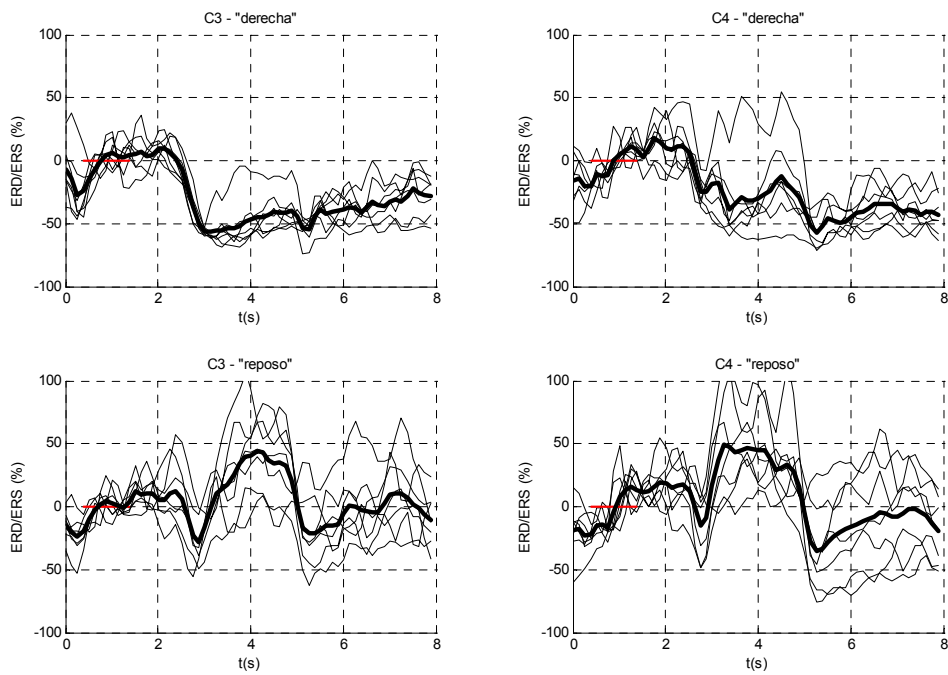


Figura 6-55: Curvas de ERD/ERS para el sujeto S6'.

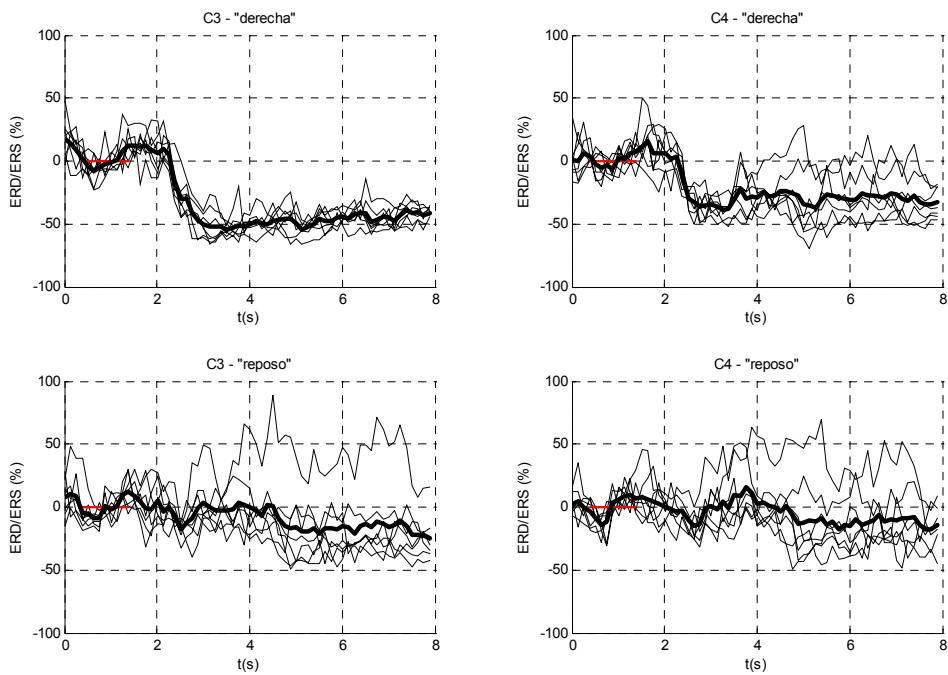


Figura 6-56: Curvas de ERD/ERS para el sujeto S7'.

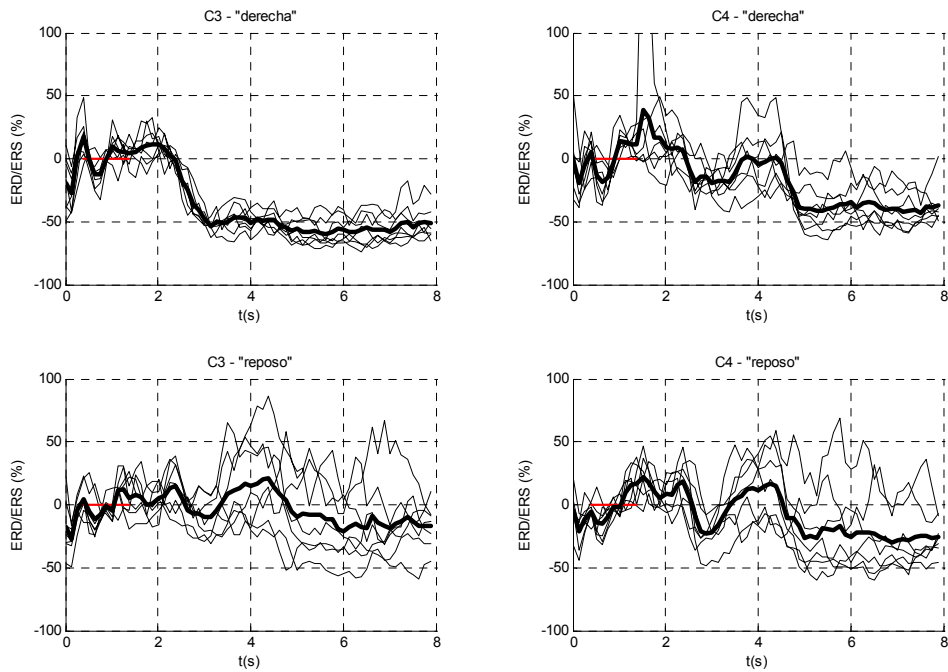


Figura 6-57: Curvas de ERD/ERS para el sujeto S8'.

Al observar las diferentes curvas de ERD/ERS pertenecientes a las diferentes sesiones de un mismo sujeto, no parece que éstas tengan tanta disparidad como ocurriría con las obtenidas en la primera evaluación, lo cual es significado de mayor estabilidad en las sesiones.

Los sujetos pertenecientes al grupo A' (S1' a S4') presentan una desincronización en la clase "derecha" menos importante que los sujetos pertenecientes al grupo B' (S5' a S8'). De estos sujetos, S2' tiene enormes dificultades para desincronizar sus señales. En cuanto al resto (S1', S3' y S4'), las curvas que representan la media de las respuestas de ERD/ERS entre todas las sesiones (línea gruesa) permiten comprobar que estos sujetos sí logran desincronizar algo sus señales EEG al imaginar movimientos de la mano derecha, sin embargo, dicha desincronización es algo inestable entre las diferentes sesiones.

De los sujetos del grupo B', S5' y S6' consiguen desincronizar sus señales en la clase "derecha", sobre todo, durante el periodo comprendido entre los instantes $t = 2$ s y $t = 4$ s. Durante ese intervalo de tiempo, S5' consigue que la desincronización sea contralateral, afectando sólo al hemisferio izquierdo (C3 - "derecha"). El sujeto S6' parece perder la concentración en el estado de reposo durante el periodo del feedback, desincronizando sus señales a partir del instante $t = 4.5$ s (C3 - "reposo" y C4 - "reposo"). Los sujetos S7' y S8' muestran en la clase "derecha" una desincronización muy importante y estable para cada una de sus sesiones, que suele durar todo el periodo del feedback y afecta más al hemisferio contralateral. De estos dos últimos sujetos, también se puede comprobar cómo es difícil mantener estables las señales EEG durante el estado de reposo, obteniendo curvas de ERD/ERS mucho más inestables que las obtenidas al imaginar movimientos de la mano derecha.

Conclusiones generales.

Las respuestas de ERD/ERS son muy dependientes de los sujetos. Al imaginar movimientos de la mano derecha, éstos siguen teniendo dificultad para que la desincronización sea contralateral, lo que de alguna forma confirma lo que se dedujo en la primera evaluación. También queda patente la dificultad que tienen los sujetos en mantener estables sus señales EEG durante el estado de reposo.

6.4.2.4 Cuestionarios

Las cuestiones que se han valorado en esta segunda evaluación han sido las mismas que en la primera, es decir:

- *Efectos del feedback:* Las opiniones de los sujetos fueron muy variadas entre las diferentes sesiones, dificultando realizar una clasificación por sujetos y buscar alguna correlación entre los efectos del feedback y los porcentajes de clasificación. A pesar de ello, recopilando toda la información disponible se pudieron extraer algunos puntos interesantes.

Por lo general y a excepción del sujeto S5', el efecto del feedback fue más bien negativo para los sujetos. Sin embargo, a medida que transcurrían las sesiones,

éstos se iban acostumbrando, aunque de manera diferente. En efecto, para los sujetos pertenecientes al grupo A', esta costumbre se traducían en una menor molestia y una menor frustración, y para los sujetos pertenecientes al grupo B', la costumbre del feedback se traducían en una pérdida de interés y de motivación, convirtiéndose el desplazamiento de la barra en algo monótono.

A pesar del carácter negativo del feedback, todos los sujetos indicaron que éste les incitaba a esforzarse en la concentración, prefiriendo las sesiones con feedback en el sentido de que les resultaban menos aburridas.

Por lo general, el control de la barra solía ser más molesto en el estado de reposo (al igual que ocurría en [Neup03]) y, en muchos sujetos, la impresión del feedback en la primera sesión en el que éste aparecía (sesión 2) resultó ser bastante positiva, posiblemente debido a la novedad.

- *Factores discordantes*: 1) Vista cansada, 2) Dolor de cabeza, 3) Molestias por el casco, 4) Cansancio, fatiga, pesadez, 5) Cansado mentalmente. Siguiendo con el convenio escogido en la primera evaluación, en la figura 6-58 y en la tabla 6-9 se muestran los resultados obtenidos.

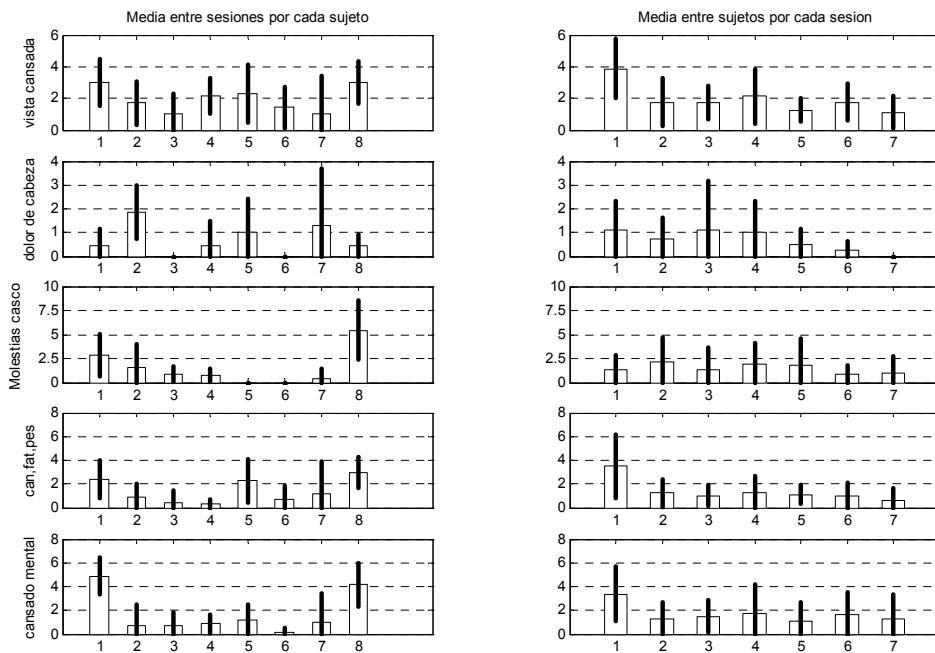


Figura 6-58: Resultado cuestionario de la segunda evaluación: factores discordantes.

<i>Medias con el intervalo de confianza del 95%</i>				
<i>Factores discordantes</i>				
1	2	3	4	5
1.95±0.67	0.68±0.54	1.48±1.55	1.39±0.86	1.7±1.47

Tabla 6-9: Valoraciones medias entre sujetos y sesiones obtenidas en la segunda evaluación: factores discordantes.

De nuevo, la escasez de muestras repercute negativamente en los intervalos de confianza no obteniendo resultados muy significativos. A pesar de esto, en la tabla anterior se comprueba que, sumando los intervalos de confianza a los respectivos valores medios obtenidos en cada una de las cuestiones, los valores resultantes no suelen superar el 3 (las molestias por el casco y el cansancio mental alcanzan 3.03 y 3.17 respectivamente). Teniendo en cuenta todo esto, las conclusiones que se pueden obtener a raíz de las gráficas de la figura 6-58 son similares a las que se obtuvieron en la primera evaluación. Para empezar, no se observa ninguna correlación entre sujetos con malos y buenos resultados en la clasificación (sujetos S1' a S4' y S5' a S8' respectivamente). La máxima valoración media por sujetos ha sido un 3 en la vista cansada (S1' y S8') por lo que el feedback proporcionado no parece haber provocado muchas molestias en ese sentido (valor medio: 1.95). El dolor de cabeza es prácticamente inexistente (valor medio: 0.68), y las molestias provocadas por el casco no son importantes (valor medio: 1.48), excepto para S8', que hay que reconocer que a este sujeto el casco le iba algo pequeño. El paradigma no parece haber provocado cansancio ni fatiga en general (valor medio: 1.39), y en cuanto al cansancio mental (valor medio: 1.7), sólo dos sujetos (S1' y S8') parecen haber sufrido algo más este efecto, que de nuevo parece mantener cierta relación con el parámetro anterior.

Al igual que en la primera evaluación, no se observa en ninguna de estas cuestiones una correlación directa entre sesiones con y sin feedback (gráficas de la derecha de la figura 6-58). Por lo general, no parece que se les esté exigiendo un esfuerzo demasiado importante a los sujetos, siendo de nuevo la primera sesión la que ha resultado más molesta en todas las cuestiones evaluadas (excepto en la referente a las molestias por el casco). A partir de entonces, los sujetos parecen adaptarse al paradigma de entrenamiento.

-Impresión de las sesiones: 1) Sesión larga, 2) Sesión entretenida, 3) Sesión interesante. Los resultados obtenidos se muestran en la figura 6-59 y en la tabla 6-10.

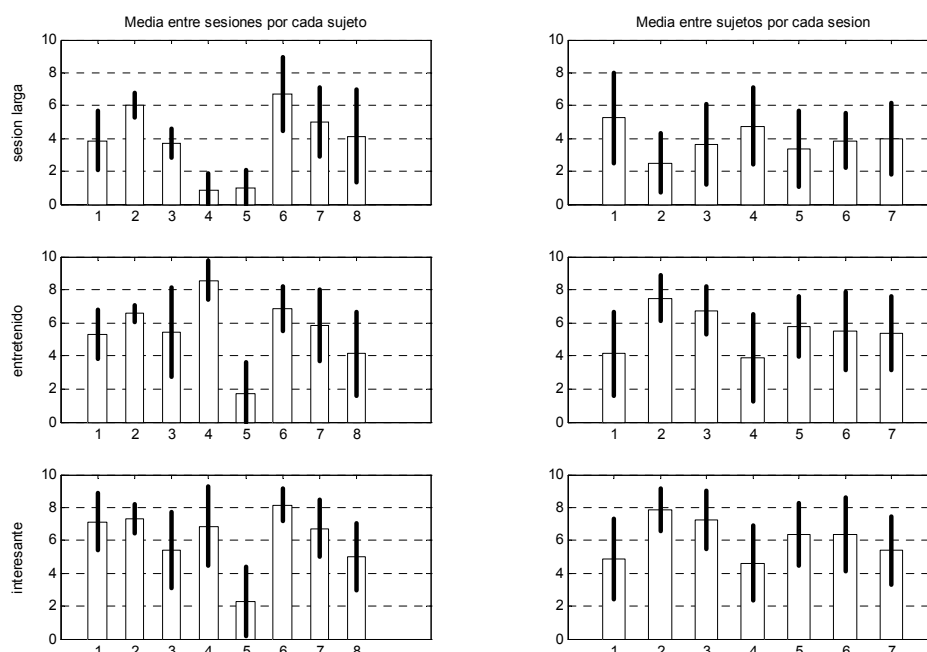


Figura 6-59: Resultado cuestionario de la segunda evaluación: impresión de las sesiones.

Medias con el intervalo de confianza del 95%					
Impresión de las sesiones					
1		2		3	
3.91±1.76		5.55±1.69		6.1±1.54	
Sesiones sin feedback (NF) y sesiones con feedback (F)					
1		2		3	
<i>NF</i>	<i>F</i>	<i>NF</i>	<i>F</i>	<i>NF</i>	<i>F</i>
5±2.42	3.47±1.79	4±2.47	6.17±1.5	4.75±2.14	6.65±1.4

Tabla 6-10: Valoraciones medias entre sujetos y sesiones obtenidas en la segunda evaluación: impresión de las sesiones.

De las gráficas de la izquierda no se observa ninguna relación entre estos parámetros y los resultados en la clasificación. Exceptuando a S5', el resto de los sujetos valora estas tres cuestiones de manera similar. Para algunos sujetos (S2', S6' y S7'), la duración de las sesiones ha sido apreciable aunque, en promedio, ésta no parece ser demasiado elevada (valor medio: 3.91). El parámetro “entretenido” parece estar correlado con “interesante”, siendo los valores medios obtenidos 5.55 y 6.1 respectivamente, valores similares a los de la primera evaluación.

Lo más interesante de estos resultados es la diferencia existente entre sesiones con y sin feedback (gráficas de la derecha de la figura 6-59). Tal y como se refleja en la tabla 6-10, los valores obtenidos han sido: 3.47 en las sesiones con feedback frente a 5 en las sesiones sin feedback para valorar la duración de las

sesiones, 6.17 en las sesiones con feedback frente a 4 en las sesiones sin feedback para lo entretenido de las sesiones y, 6.65 en las sesiones con feedback frente a 4.75 en las sesiones sin feedback para lo interesante de las sesiones. Al igual que en la evaluación anterior, las sesiones sin feedback resultan más largas, menos entretenidas y menos interesantes (aunque en esta ocasión, si se tienen en cuenta los intervalos de confianza reflejados en la tabla 6-10, no siempre se cumple dicha observación) por lo que, independientemente del efecto que pueda producir el feedback sobre los sujetos, sí parece tener un efecto importante sobre la impresión de las sesiones. Conviene resaltar que en los cuestionarios, la gran mayoría de sujetos insistían en que las sesiones sin feedback resultaban más aburridas, más pesadas y no facilitaban el esfuerzo de concentrarse tanto como en las sesiones con feedback.

Otra curiosa observación es, cómo a medida que avanzan las sesiones con feedback (sesiones 2, 3, 5, 6 y 7), éstas tienden ligeramente a ser menos interesantes y entretenidas para los sujetos (gráficas de la derecha de la figura 6-59).

Estudio comparativo entre los resultados de los cuestionarios obtenidos en la primera y segunda evaluación.

Los resultados obtenidos hasta ahora sugieren que el cambio de la tarea mental puede provocar mejoras en la clasificación. A continuación, resulta interesante comparar los resultados de las cuestiones obtenidos en cada evaluación, permitiendo obtener otras valoraciones diferentes de las que se pudieron extraer observando sólo las curvas de porcentajes de error.

En la tabla 6-11 se indica, para cada una de las cuestiones, la valoración media obtenida entre sujetos y sesiones en cada una de las evaluaciones (resultados ya reflejados en las tablas 6-4 y 6-10), así como la diferencia entre éstas. En el caso de las cuestiones relacionadas con la impresión de las sesiones, también se indica la diferencia entre la valoración media obtenida para las sesiones con feedback (F) y las sesiones sin feedback (NF). Las casillas grises representan la mejor valoración obtenida para la cuestión concreta al comparar entre las dos evaluaciones.

<i>Medias con el intervalo de confianza del 95%</i>						
<i>Factores discordantes</i>						
	1	2	3	4	5	
<i>Primera Eval.</i>	2.73±1.2	1.97±1.41	2.37±1.62	1.8±1.14	2.08±0.88	
<i>Segunda Eval.</i>	1.95±0.67	0.68±0.54	1.48±1.55	1.39±0.86	1.7±1.47	
<i>1ª-2ª Eval.</i>	0.78(p<0.15)	1.29(p<0.08)	0.89(p<0.3)	0.41(p<0.3)	0.38(p<0.3)	
<i>Impresión de las sesiones</i>						
	1		2		3	
<i>Primera Eval.</i>	4.21±0.97		4.9±0.7		5.38±0.66	
<i>Segunda Eval.</i>	3.91±1.76		5.55±1.69		6.1±1.54	
<i>1ª-2ª Eval.</i>	0.3(p<0.4)		-0.65(p<0.3)		-0.72(p<0.25)	
<i>Sesiones sin feedback (NF) y sesiones con feedback (F)</i>						
	1		2		3	
	<i>NF</i>	<i>F</i>	<i>NF</i>	<i>F</i>	<i>NF</i>	<i>F</i>
<i>Primera Eval.</i>	5.15±0.91	3.84±1.23	3.25±0.98	5.8±0.89	4.1±0.56	5.9±0.9
<i>Segunda Eval.</i>	5±2.42	3.47±1.79	4±2.47	6.17±1.5	4.75±2.14	6.65±1.4
	<i>F-NF</i>		<i>F-NF</i>		<i>F-NF</i>	
<i>Primera Eval.</i>	-1.31(p<0.3)		2.55(p<0.25)		1.8(p<0.15)	
<i>Segunda Eval.</i>	-1.53(p<0.3)		2.17(p<0.2)		1.9(p<0.2)	

Tabla 6-11: Valoraciones medias entre sujetos y sesiones obtenidas en la primera y segunda evaluación.

Los resultados permiten comprobar cómo la valoración media de los sujetos sometidos a la segunda evaluación es, para todas las cuestiones, más favorable que la obtenida por los sujetos de la primera evaluación; aunque hay que reconocer que las diferencias son pequeñas (sólo el parámetro 2 de los factores discordantes presenta una diferencia mayor que 1) y estadísticamente no significativas¹⁰. Además, para todas las cuestiones relacionadas con la impresión de las sesiones, en las dos evaluaciones las sesiones con feedback resultan más favorables que las sesiones sin feedback.

Una valoración más detallada de este estudio comparativo puede realizarse considerando los promedios en cada una de las sesiones (no tiene sentido realizar una comparación entre sujetos). Dichos resultados se muestran en la figura 6-60. Las barras blancas corresponden a los resultados obtenidos por los sujetos de la primera evaluación, y las barras grises a los de la segunda.

¹⁰ La probabilidad de rechazar la hipótesis nula cuando en realidad es verdadera viene determinado por el valor de “p”. En el caso de las diferencias entre dos medias, el valor de “p” representa la probabilidad de que la diferencia obtenida sea cierta cuando realmente no lo es. Típicamente se suele establecer el valor de “p” en 0.05 o 0.01. En este estudio, se ha fijado el valor de “p” en 0.05 de manera que sólo si se obtiene un valor de p<0.05, se considerará que el resultado obtenido es estadísticamente significativo.

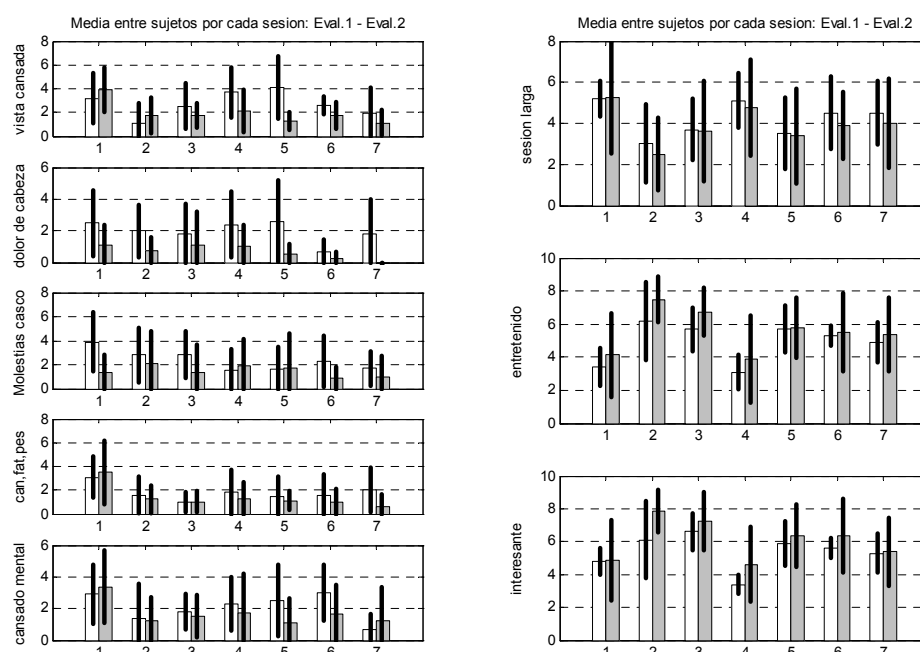


Figura 6-60: Resultado cuestionario de la primera (barras blancas) y segunda evaluación (barras grises).

De aquí se deduce que la valoración media realizada por los sujetos sometidos a la segunda evaluación es más favorable en prácticamente todas las sesiones y para cada una de las cuestiones. Para estos sujetos, el entrenamiento ha supuesto un menor esfuerzo y menor molestia que para los sujetos de la primera evaluación. También se comprueba que en todas las sesiones, éstas han dado la impresión de ser menos largas, más entretenidas y más interesantes. Además, para estas tres últimas cuestiones, resulta sorprendente el parecido existente entre ambos grupos en la evolución de las diferentes sesiones de entrenamiento (gráficas de la derecha). En efecto, para ambas evaluaciones existe una diferencia apreciable entre sesiones con y sin feedback, y también se puede comprobar cómo, en ambos casos, existe una ligera pérdida de interés y de motivación a medida que transcurren las sesiones con feedback.

Es importante resaltar que, en ambos estudios, el experimento realizado fue prácticamente el mismo, siendo la única diferencia la tarea mental a llevar a cabo y el instante de aparición del objetivo, si bien esto último no parece haber tenido importancia ya que lo que realmente se ha valorado es el efecto del feedback. Con esto, se pretende indicar que las diferencias obtenidas en los cuestionarios han sido debidas, principalmente, al estado de los sujetos en el momento de realizar las pruebas, es decir, lo cómodos que se encontraban y la satisfacción que les producía el control sobre la barra.

Por último, en la tabla 6-12 se muestra para cada una de las cuestiones, la valoración media obtenida entre todos los sujetos que han participado en las dos evaluaciones.

<i>Medias con el intervalo de confianza del 95%</i>						
<i>Factores discordantes</i>						
	1	2	3	4	5	
<i>1ª y 2ª Eval.</i>	2.38±0.74	1.4±0.87	1.98±1.1	1.62±0.72	1.91±0.78	
<i>Impresión de las sesiones</i>						
	1		2		3	
<i>1ª y 2ª Eval.</i>	4.08±0.9		5.19±0.81		5.71±0.75	
<i>Sesiones sin feedback (NF) y sesiones con feedback (F)</i>						
	1		2		3	
	<i>NF</i>	<i>F</i>	<i>NF</i>	<i>F</i>	<i>NF</i>	<i>F</i>
<i>1ª y 2ª Eval.</i>	5.08±1.15	3.68±1	3.58±1.16	5.83±0.8	4.39±0.95	6.23±0.78

Tabla 6-12: Valoraciones medias entre todos los sujetos de las dos primeras evaluaciones.

De esto último se concluye que, por lo general, el protocolo de entrenamiento propuesto por el *Graz BCI* para sujetos no experimentados no supone demasiado esfuerzo. Las sesiones no han resultado largas, pero tampoco cortas, y éstas podrían ser más entretenidas e interesantes. Las sesiones con feedback son preferidas con respecto a las sesiones sin feedback.

Conclusiones generales.

Hay algunos datos interesantes que pueden observarse tras evaluar los resultados de los cuestionarios. Sin embargo, conviene recordar que debido a la gran dispersión que presentan algunos resultados y a la no significatividad estadística de otros, dichos indicios deberían ser corroborados incrementando el número de sujetos.

Para los sujetos que han participado en esta segunda evaluación, las sesiones de entrenamiento no les han supuesto demasiado esfuerzo. Por lo general, todos ellos prefieren las sesiones con feedback aunque éste, en algunos casos, pueda producirles cierta frustración. El feedback ha ayudado a mantener la atención de los sujetos y hacía las sesiones más amenas, sin embargo, en los sujetos que poseían cierto control de las señales EEG, éste se hacía cada vez más monótono y aburrido a medida que transcurrían las sesiones.

Del estudio comparativo entre los resultados obtenidos en ambas evaluaciones se observó cómo, para todas las cuestiones evaluadas, la impresión fue más favorable para los sujetos sometidos a la segunda evaluación. Parece que discriminar entre estado de reposo e imaginación de movimientos de la mano derecha puede suponer un menor esfuerzo por la propia naturaleza de estos estados mentales. El estado de reposo, el cual implica relajación, puede contribuir a que las sesiones supongan menos molestia y menos cansancio. Por otro lado, también se puede concluir que un mayor control en las señales EEG supone una mayor satisfacción para los sujetos en todos los aspectos (factores discordantes e impresión de las sesiones). Se podría intuir que el controlar más (o descontrolar menos) y ver reflejado dicho control en el feedback, puede afectar al estado general de éstos, influyendo por lo general positivamente.

6.4.3 Discusión

Los resultados obtenidos parecen indicar que es más eficiente iniciar el entrenamiento con sujetos no experimentados a través de tareas sencillas de discriminar. Una buena elección parece ser discriminar entre imaginación de movimientos de la mano derecha y estado de reposo, frente a imaginación de movimientos de la mano derecha e izquierda, mejorando los resultados en todos los aspectos. No sólo es mayor el número de sujetos que consiguen cierto control de sus señales EEG, sino además los porcentajes de error obtenidos son mucho mejores.

Al evaluar las curvas de error se ha comprobado cómo, independientemente de las tareas mentales a discriminar, todos los sujetos que han adquirido cierto control (grupo B y B') responden de manera muy similar. Concretamente, la disminución de los porcentajes de error suele producirse durante el periodo en el que los sujetos conocen la actividad mental a llevar a cabo; sin embargo, al presentarse el feedback se produce un incremento de dicho error. En este sentido, el tipo de feedback presentado no parece ayudar a los sujetos a mantener su control, lo que podría deberse a una pérdida de concentración. Por otro lado, para varios sujetos parece que a medida que avanzan las sesiones, el feedback se hace cada vez más monótono, llegando al aburrimiento y a desmotivarles, aspecto que habría que cuidar.

De las curvas de ERD/ERS se ha puesto en evidencia la dificultad que tienen los sujetos en mantener estables sus señales EEG durante el estado de reposo.

En cuanto a los resultados de los cuestionarios, se ha podido observar que llevar a cabo el entrenamiento con estos estados mentales contribuye a que las sesiones supongan un menor esfuerzo, menor cansancio y mayor satisfacción de los sujetos, muy importante de cara a evitar el abandono en el entrenamiento. Por otro lado, las sesiones con feedback hacen las sesiones más entretenidas y son preferidas por los sujetos en comparación con las sesiones sin feedback. En este sentido, el feedback resulta imprescindible, sin embargo, se debe procurar que ayude a mantener la concentración del sujeto mientras éste se presenta.

Del protocolo de entrenamiento se puede decir que no está mal planteado, siempre que los sujetos posean algún control. En caso contrario se hace recomendable realizar un mayor número de sesiones sin feedback. La duración de las sesiones podría reducirse, y éstas podrían ser más entretenidas e interesantes.

Los resultados obtenidos en esta evaluación servirán de referencia para evaluar el feedback que se propone en la segunda implementación.

6.5 Tercer experimento: evaluación con el sistema BCIRV

Los resultados obtenidos en las anteriores evaluaciones se basaron en el uso del paradigma del *Graz BCI* y demostraron la necesidad de mejorar en las técnicas de biofeedback. La finalidad de la actual evaluación es la de comparar dichos resultados

con aquellos que se obtengan al hacer uso de un paradigma basado en técnicas de realidad virtual. Para ello, se realizarán los mismos experimentos pero usando un paradigma totalmente diferente. Como ya ha sido justificado, las tareas mentales a discriminar serán imaginación de movimientos de la mano derecha y estado de reposo.

A continuación se va a pasar a describir la metodología seguida en esta tercera evaluación, así como los resultados obtenidos.

6.5.1 Metodología

6.5.1.1 Paradigma de entrenamiento

En esta ocasión, los sujetos fueron sometidos a unas pruebas equivalentes a las de la anterior evaluación, respetándose la misma temporización y siendo la única diferencia, la presentación del paradigma. Tal y como se describe en el apartado 5.3.4, la estructura de las pruebas quedaría como se especifica a continuación. Al comienzo de la prueba, el coche se encontraría circulando en el carril central. En el instante 2 s (instante en el que hacía aparición el *beep* sonoro en el paradigma anterior), haría aparición el objetivo que indicaría la tarea mental a llevar a cabo por el sujeto (la única modificación importante ha sido la eliminación del *beep* sonoro). Para ello, empezaría a visualizarse al fondo de la carretera un charco situado en el carril izquierdo o derecho. Si éste apareciera en el carril izquierdo, el sujeto debería imaginar movimientos de la mano derecha (con el fin de desplazar el vehículo hacia la derecha). Si apareciera a la derecha, debería seguir en reposo (con el fin de desplazar el coche hacia la izquierda). Dicho charco se iría acercando, encontrándose en el instante 4.25 s a la altura del coche, dando comienzo el periodo del feedback en el que el sujeto debería controlar el desplazamiento de éste para evitar el obstáculo. Para la realización de las pruebas se emplearon unas i-glasses modelo SVGA HMD de i-O Display Systems [Iodi].

Los parámetros temporales que definen la estructura temporal de una prueba en este paradigma son los mismos que los usados en la evaluación anterior, es decir:

- $t_{\text{cursor}} = 0$ s
- $t_{\text{objetivo}} = 2$ s
- $t_{\text{inicio-análisis}} = 4.25$ s
- $d_{\text{análisis}} = 3.75$ s
- $d_{\text{prueba}} = 8$ s

siendo t_{cursor} el instante de aparición del coche, t_{objetivo} el instante de aparición del charco, $t_{\text{inicio-análisis}}$ el instante en el que el charco se encontraría a la altura del coche, dando comienzo al periodo del feedback, y $d_{\text{análisis}}$ el tiempo que tardaría el coche en atravesar el charco, es decir, la duración del feedback.

6.5.1.2 Sujetos

Hasta ahora, los resultados obtenidos no parecen indicar que haya una relación entre el género de los participantes y la capacidad de control de las señales EEG y por ello, en esta ocasión no se ha exigido que el número de participantes sea equivalente para los dos sexos; sin embargo, sí se ha procurado que sea el mismo que el número de participantes en la evaluación anterior. Como hasta ahora, todos los sujetos fueron seleccionados independientemente de su capacidad de control, se presentaron voluntariamente, y no tenían experiencia previa en BCI. Finalmente, se contó con la participación de 3 sujetos pertenecientes al sexo femenino (S3'', S5'' y S6'') y 5 al sexo masculino (S1'', S2'', S4'', S7'' y S8''), con edades comprendidas entre los 21 y 23 años.

6.5.1.3 Medidas objetivas y medidas subjetivas

Al igual que en la anterior evaluación, las medidas objetivas se basaron en el registro de las dos señales EEG y las medidas subjetivas en el cuestionario.

6.5.2 Resultados

6.5.2.1 Bandas reactivas

De nuevo, la mayoría de sujetos tenían una banda reactiva en torno a la banda mu. En algunos sujetos, ésta fue variando ligeramente por encontrar bandas mejores o por buscar bandas alternativas que pudieran mejorar los resultados. Finalmente, los márgenes de frecuencia resultaron ser los que se muestran en la siguiente tabla (“Ses” hace referencia a “sesiones”):

Sujetos	S1''	S2''	S3''	S4''	S5''	S6''	S7''	S8''
Banda reactiva (Hz)	10-14 (Ses 1-4) 9-11 (Ses 5-7)	6-11 (Ses 1-2) 29-33 (Ses 3-7)	10-12	9-14	8-12	9-12	15-23 (Ses 1) 6-11 (Ses 2-7)	10-14

Tabla 6-13: Bandas de frecuencia reactiva para los sujetos de la tercera evaluación.

6.5.2.2 Porcentajes de clasificación

A continuación se representan, para cada sujeto, las curvas de tasa de error $e_t^{(s)}$, sus correspondientes mínimos de error y sus respectivas curvas E_t .

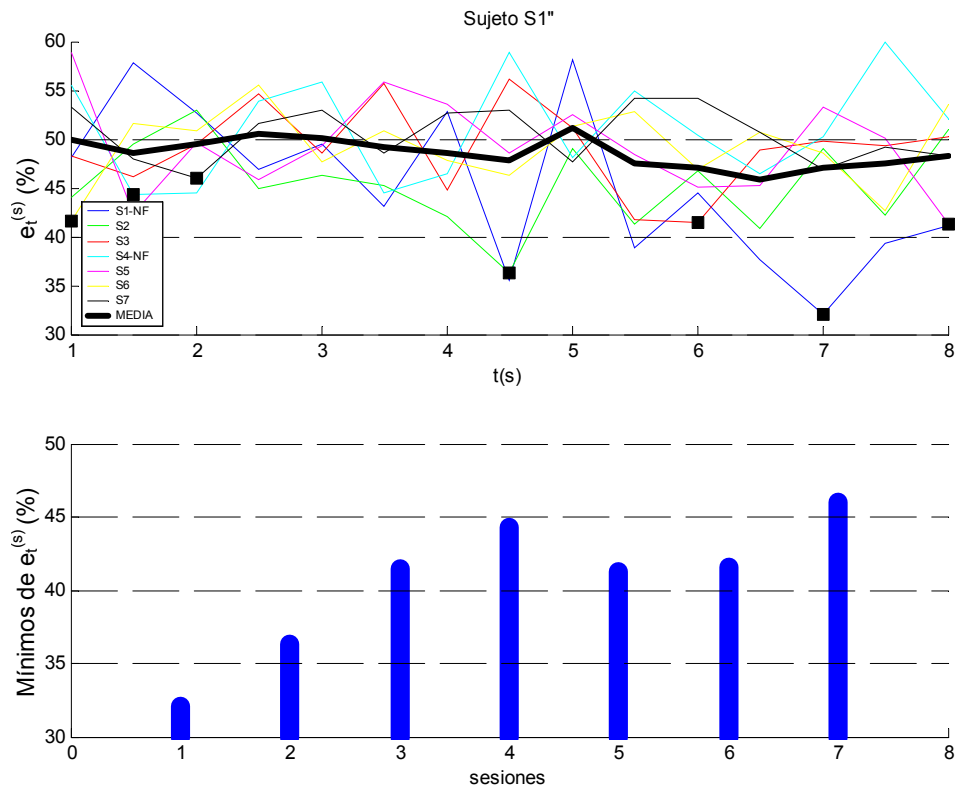


Figura 6-61: Curvas y mínimos de error de $e_t^{(s)}$ para el sujeto S1''.

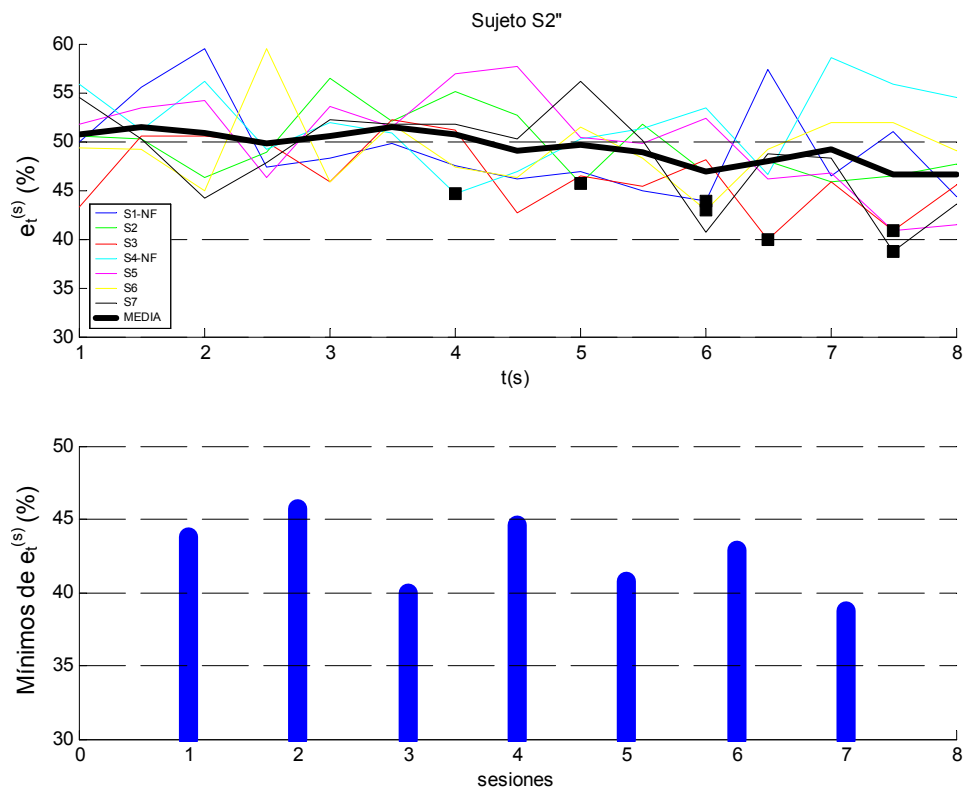


Figura 6-62: Curvas y mínimos de error de $e_t^{(s)}$ para el sujeto S2''.

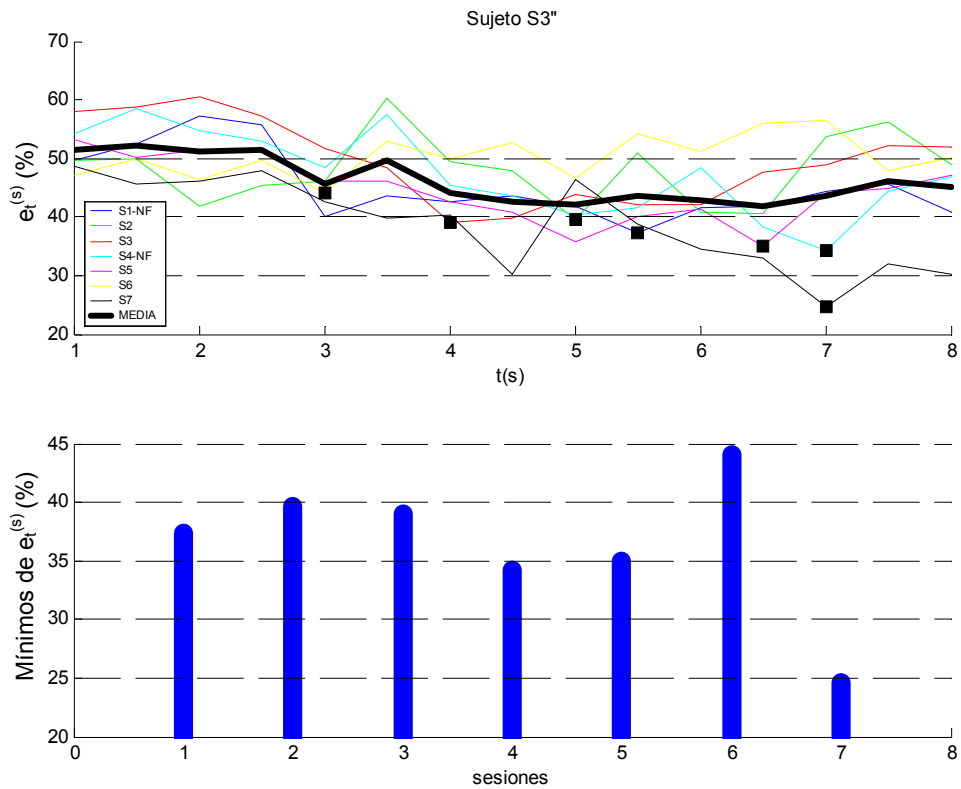


Figura 6-63: Curvas y mínimos de error de $e_t^{(s)}$ para el sujeto S3''.

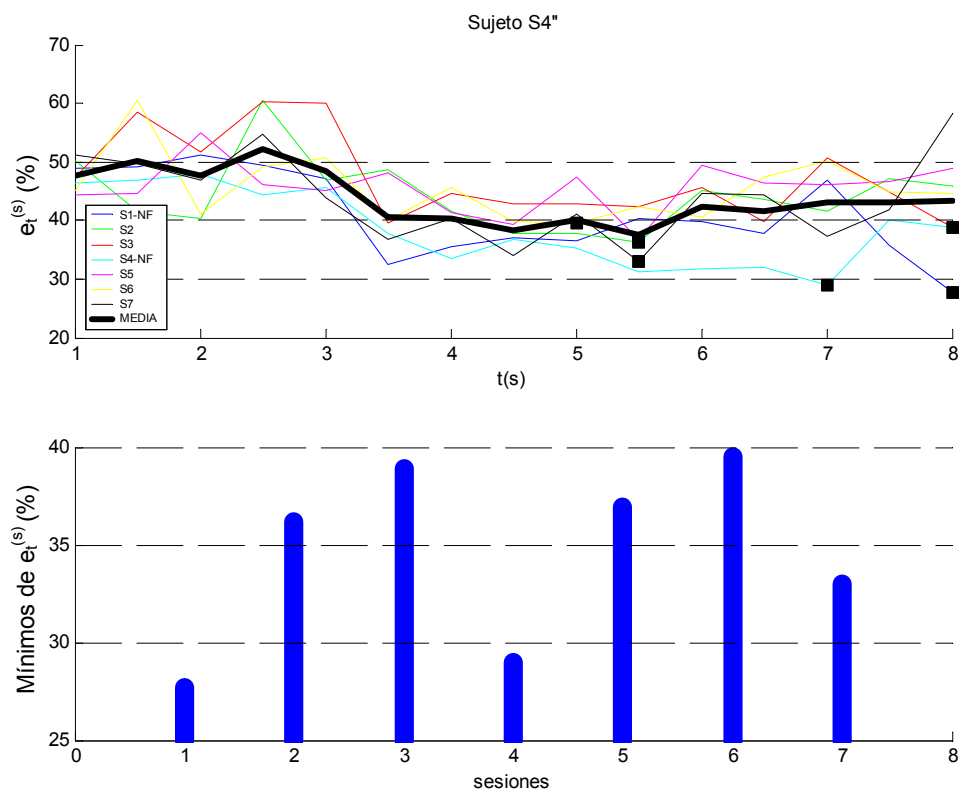


Figura 6-64: Curvas y mínimos de error de $e_t^{(s)}$ para el sujeto S4''.

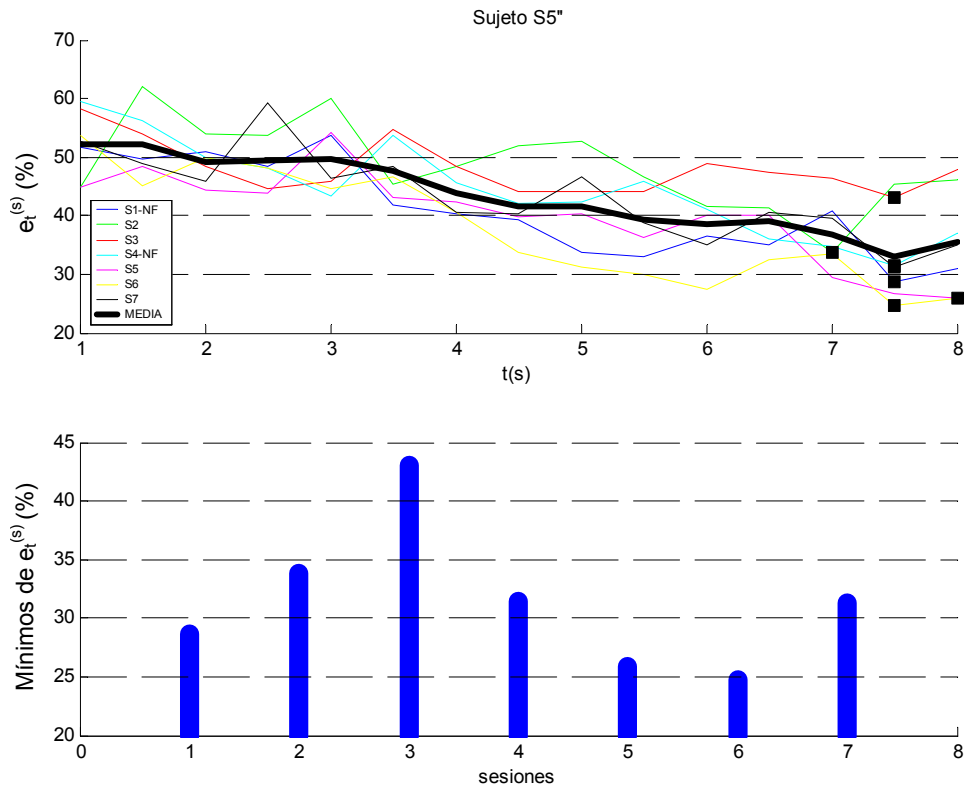


Figura 6-65: Curvas y mínimos de error de $e_t^{(s)}$ para el sujeto S5''.

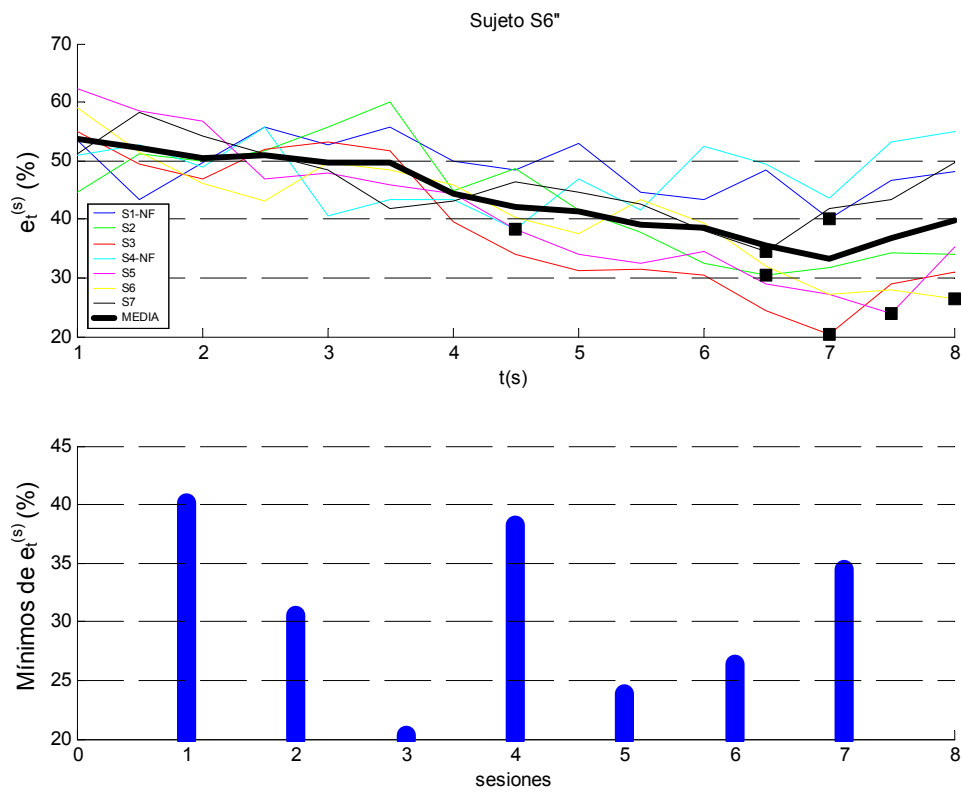


Figura 6-66: Curvas y mínimos de error de $e_t^{(s)}$ para el sujeto S6''.

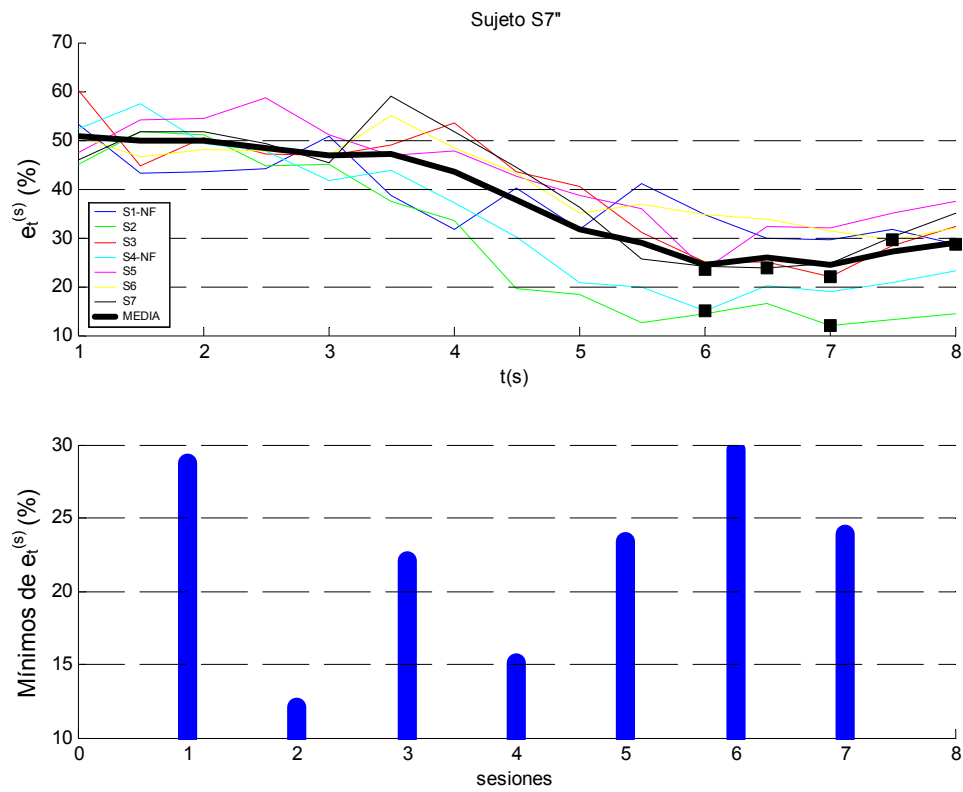


Figura 6-67: Curvas y mínimos de error de $e_t^{(s)}$ para el sujeto S7''.

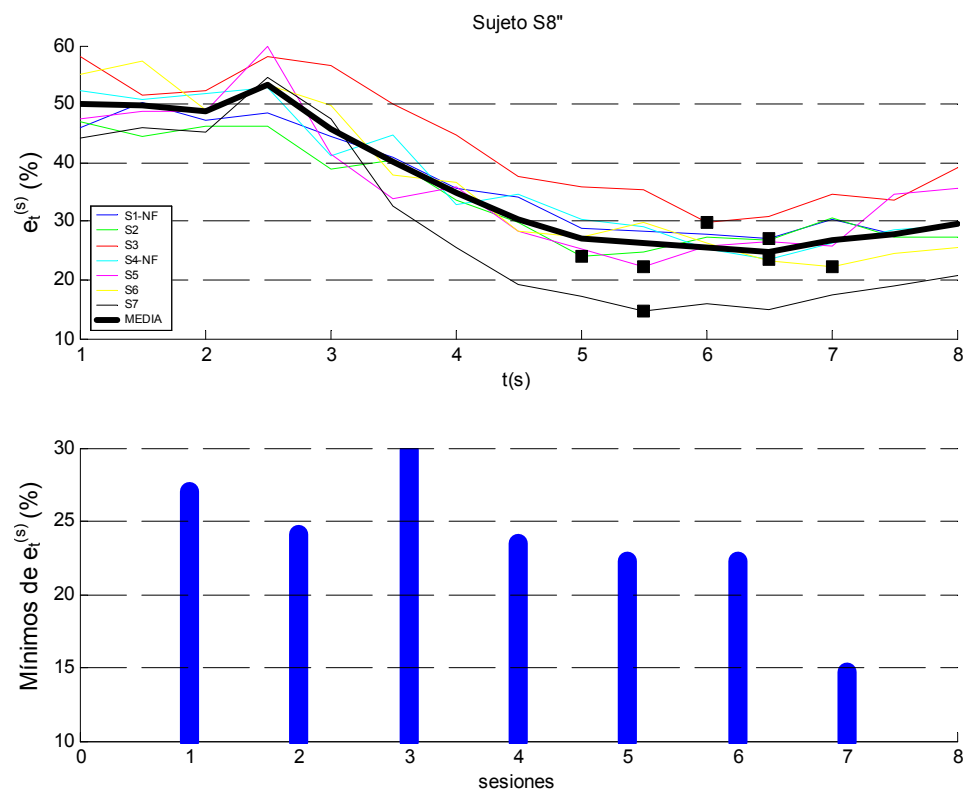


Figura 6-68: Curvas y mínimos de error de $e_t^{(s)}$ para el sujeto S8''.

Valoración general de las curvas $e_t^{(s)}$.

Si bien es cierto que para algunos sujetos la última sesión ha sido la más favorable (S3'' y S8''), por lo general no se ha observado un claro aprendizaje por parte de éstos en el transcurso de las diferentes sesiones.

Ninguna de las curvas $e_t^{(s)}$ pertenecientes a los sujetos S1'' y S2'' permanece estable a lo largo del periodo de la prueba, oscilando, todas ellas, en torno al 50% de error. La respuesta de estos sujetos es similar a la de los sujetos pertenecientes a los grupos A y A' de las dos evaluaciones anteriores, es decir, son sujetos que en ningún momento han controlado sus señales EEG. En la mayoría de sus sesiones, los porcentajes de mínimo error están por encima del 40% y, exceptuando la primera sesión sin feedback del sujeto S1'', el resto de las sesiones sin feedback no ha facilitado la obtención de los pesos del clasificador. Las curvas de error del sujeto S3'' también presentan valores bastante altos, sin embargo, éstas permanecen más estables a lo largo del periodo del feedback. Para estos 3 sujetos no se aprecia diferencia importante entre sesiones con y sin feedback. Una curiosa observación es, que para los sujetos S2'' y S3'', los porcentajes de mínimo error de $e_t^{(s)}$ parecen ir disminuyendo a medida que se adentran dentro del periodo del feedback, es decir, que los menores mínimos se encuentran al final de la prueba.

En cuanto al resto de los sujetos, y más concretamente para los sujetos S5'', S6'', S7'' y S8'', no sólo cabe destacar que sus curvas de error son bastante estables a lo largo del periodo del feedback, sino además, que éstas van disminuyendo a medida que transcurre dicho periodo. Sin lugar a duda, estas dos características nunca se llegaron a observar simultáneamente de manera tan evidente en ninguno de los sujetos que participaron en los experimentos con el paradigma del *Graz BCI*. De éstos, los que más se pudieron aproximar a este tipo de respuesta fueron los sujetos S7' y S8', sin embargo, sus curvas $e_t^{(s)}$ ni decrecían a medida que transcurría el periodo del feedback ni eran tan estables como las de los sujetos que aquí se refiere, y en particular, como la de los sujetos S7'' y S8'', cuyos resultados son excelentes.

Al igual que ocurre con los sujetos S2'' y S3'', para estos 5 últimos sujetos (S4'', S5'', S6'', S7'' y S8''), se observa de nuevo que la evolución de los porcentajes de mínimo error para las diferentes sesiones es decreciente a medida que éstos se producen más cerca del final de la prueba. De hecho, los sujetos S5'', S6'' y S7'' concentran todos de estos valores en los dos últimos segundos de la prueba (excepto uno de ellos para el sujeto S6'' que se produce en el instante 4.5 s).

Para el sujeto S4'', parece que las sesiones sin feedback han sido algo más favorables que las sesiones con feedback; sin embargo, esto no ocurre así para los sujetos S5'', S6'', S7'' y S8'', que presentan muchas de las sesiones con feedback con mejores resultados que los obtenidos en las sesiones sin feedback. Esto último es otra característica que muy raramente fue observada en los resultados obtenidos por los sujetos que participaron con el paradigma del *Graz BCI*.

Análisis de las curvas E_t .

En la figura 6-69 se muestran las curvas E_t para cada uno de los sujetos. Respetando el criterio de umbrales establecido desde la primera evaluación, se puede hacer de nuevo una clasificación. El grupo A'', formado sólo por los sujetos S1'' y S2'', y cuyas curvas de error medio (línea fina) están por encima del 45%. El grupo B'', formado por los sujetos S4'', S5'', S6'', S7'' y S8'', y cuyas curvas de error medio (línea gruesa) se encuentran durante algún intervalo de tiempo por debajo del 40% de error. En cuanto al sujeto S3'', su curva de error medio E_t se mantiene entre los umbrales que limitan los grupos anteriores, es decir, entre el 40 y el 45% de error. A pesar de que dicho sujeto no ha obtenido resultados tan malos como los pertenecientes al grupo A'', se ha optado por incluirlo dentro de dicho grupo.

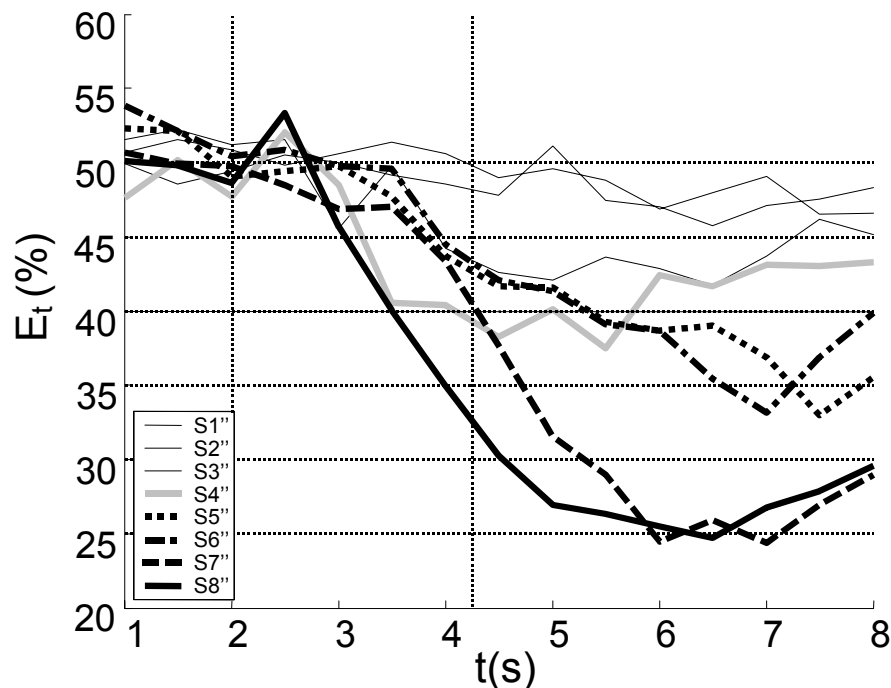


Figura 6-69: Curvas de error E_t para los 8 sujetos de la tercera evaluación.

De los 8 sujetos que han participado en este experimento, 5 de ellos han logrado controlar sus señales EEG, consiguiendo que durante algún intervalo de tiempo, sus curvas E_t se encuentren por debajo del 40% de error. En dos de estos sujetos (S7'' y S8''), dichas curvas alcanzan valores por debajo del 25%, lo que puede considerarse como unos porcentajes excepcionales.

Si bien es cierto que las curvas de los sujetos S1'', S2'' y S3'' no presentan porcentajes de errores bajos, sí hay que decir que la forma de éstas es bastante estable a lo largo de todo el periodo de la prueba. Tampoco hay que despreciar el hecho de que dos de estas curvas decrezcan a medida que transcurre el feedback.

Esta última observación es claramente evidente en 4 de los 5 sujetos pertenecientes al grupo B''. En efecto, exceptuando al sujeto S4'', los demás presentan unas curvas de error E_t que van decreciendo de manera continua a lo largo del periodo del feedback, hasta alcanzar sus valores mínimos entre los instantes $t = 6.5$ s (para S8'')

y $t = 7.5$ s (para S5''). En cuanto al sujeto S4'', la forma de su curva de error E_t es tal que empieza a crecer nada más aparecer el feedback, sugiriendo que éste no le ha servido de gran ayuda. Esto parece estar en concordancia con lo comentado anteriormente en relación a este sujeto, y es que es el único de este grupo cuyos porcentajes de mínimo error en las sesiones sin feedback han sido muy inferiores a los obtenidos en las sesiones con feedback. Para S5'', S6'', S7'' y S8'', los resultados obtenidos permiten sugerir que el feedback presentado sí ha ayudado a mantener la concentración y la motivación de estos sujetos, contribuyendo a que se esfuercen cada vez más por conseguir esquivar el obstáculo a medida que éste avanzaba.

En el último segundo del periodo del feedback (de $t = 7$ s a $t = 8$ s), las curvas pertenecientes a estos 4 sujetos tienden a crecer. La explicación de este empeoramiento puede deberse a la dejadez por parte de éstos al comprobar que ya llegan al final de la prueba, dejando el charco atrás.

Otra observación interesante está en el hecho de que las curvas de error de los sujetos pertenecientes al grupo B'' tienden a decrecer lentamente y aproximadamente a partir del instante 3 s, es decir, un segundo más tarde del inicio de la aparición del charco. Este retraso y esta lentitud en la disminución de los porcentajes de error parecen estar asociados a un retraso en el esfuerzo mental llevado a cabo por los sujetos, y podría ser debido a dos motivos: 1) en el instante en el que aparece el charco ($t = 2$ s), éste es aún poco visible y debe transcurrir un tiempo para que los sujetos lo perciban con mayor claridad, 2) aún percibiéndolo bien desde el momento de su aparición, los sujetos esperan a que éste esté más cerca del coche para empezar a llevar a cabo su tarea mental.

Análisis de los errores mínimos de $e_t^{(s)}$.

En la figura 6-70 se representan los porcentajes de mínimo error obtenidos en cada una de las sesiones. De acuerdo al convenio seguido hasta ahora, los asteriscos representan estos porcentajes para los sujetos del grupo A'' y los puntos para los sujetos del grupo B''. Los símbolos de mayor tamaño corresponden a las sesiones con feedback y los de menor tamaño a las sesiones sin feedback. El número total de símbolos representados es de nuevo 56 (8 sujetos x 7 sesiones).

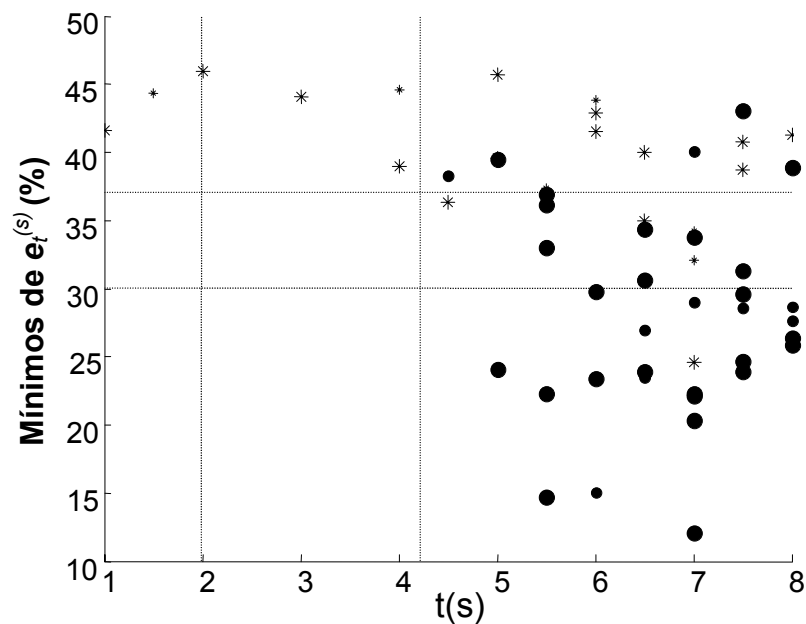


Figura 6-70: Mínimos porcentajes de $e_t^{(s)}$ obtenidos en cada sesión s de cada sujeto: tercera evaluación.

La distribución de los porcentajes de mínimo error pertenecientes a ambos grupos no parece diferir mucho en comparación con la que se obtuvo en la evaluación anterior. En efecto, por debajo del 30% de error aparece de nuevo una cantidad apreciable de mínimos de error (23 puntos de los 56 totales) y, de nuevo, todos ellos menos uno, pertenecientes a sujetos del grupo B''. En algunas sesiones, los valores alcanzados son extremadamente bajos (en el mejor de los casos 12% de error), lo que prueba que en estas sesiones el control de las señales EEG ha sido casi total. También se observa que por debajo del 37% de error, de nuevo se encuentra prácticamente la totalidad de los valores pertenecientes a los sujetos del grupo B'' (30 puntos de un total de 35), mientras que son pocos los correspondientes a sujetos del grupo A'' (5 puntos de un total de 21).

En cuanto a los instantes de tiempo en los que se producen estos porcentajes de mínimo error, es sorprendente cómo todos los valores pertenecientes a los sujetos que han logrado cierto control de sus señales EEG (grupo B'') se encuentran entre los instantes 4.5 s y 8 s, es decir, dentro del periodo del feedback. De los sujetos del grupo A'', 15 valores de los 21 totales se encuentran también dentro de dicho periodo. Esta observación sugiere que el feedback proporcionado podría motivar a los sujetos para lograr que éstos consigan, a lo largo del transcurso del feedback, controlar mejor sus señales EEG en cada una de las tareas mentales.

Estudio comparativo entre los porcentajes de clasificación obtenidos en la segunda y en la tercera evaluación.

El comparar los resultados entre las dos últimas evaluaciones va a permitir obtener conclusiones directas sobre las ventajas e inconvenientes de los dos paradigmas evaluados, siendo esto último uno de los objetivos planteados en esta tesis.

El estudio comparativo se va a centrar en aquellos sujetos que han logrado cierto control de sus señales EEG, es decir, los sujetos de los grupos B' y B''. A pesar de ello, en la figura 6-71 se muestran las curvas E_t pertenecientes a los sujetos que no han logrado control alguno. Las líneas discontinuas corresponden a los sujetos del grupo A', y las continuas a los sujetos del grupo A''.

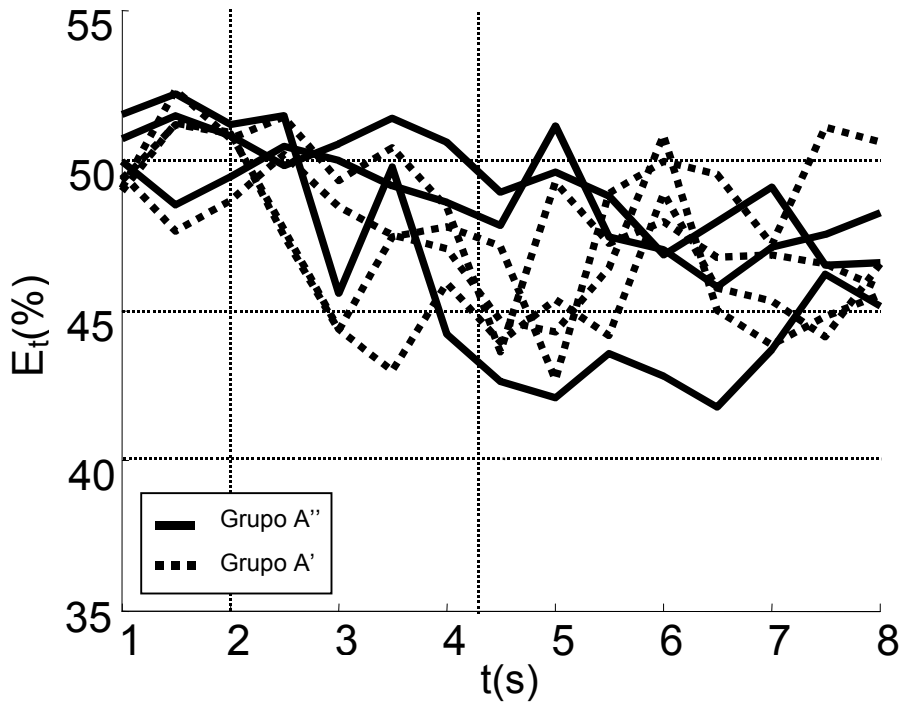


Figura 6-71: Curvas de error E_t para los sujetos del grupo A' (líneas discontinuas) y A'' (líneas continuas) pertenecientes a la segunda y tercera evaluación respectivamente.

El presentar estas curvas tiene por finalidad mostrar que, aún para sujetos que no han logrado control de sus señales EEG, el paradigma basado en el control del coche parece facilitar la estabilidad de las curvas de error (grupo A''), en contra de lo que ocurre con las curvas de los sujetos sometidos al control de la barra (grupo A'), las cuales son mucho más inestables a lo largo del periodo del feedback. Esto podría sugerir que, aunque los sujetos no logren controlar el movimiento del coche, el feedback presentado podría ayudarles a centrarse más y a no verse tan perturbado en su actividad mental por la falta de control. Por el contrario, ya se vio que el feedback en forma de barra producía cierta desconcentración y pérdida de control cuando los sujetos no lograban controlar sus señales.

En la figura 6-72 se muestran las curvas de error E_t pertenecientes a los sujetos del grupo B' (líneas discontinuas) y B'' (líneas continuas).

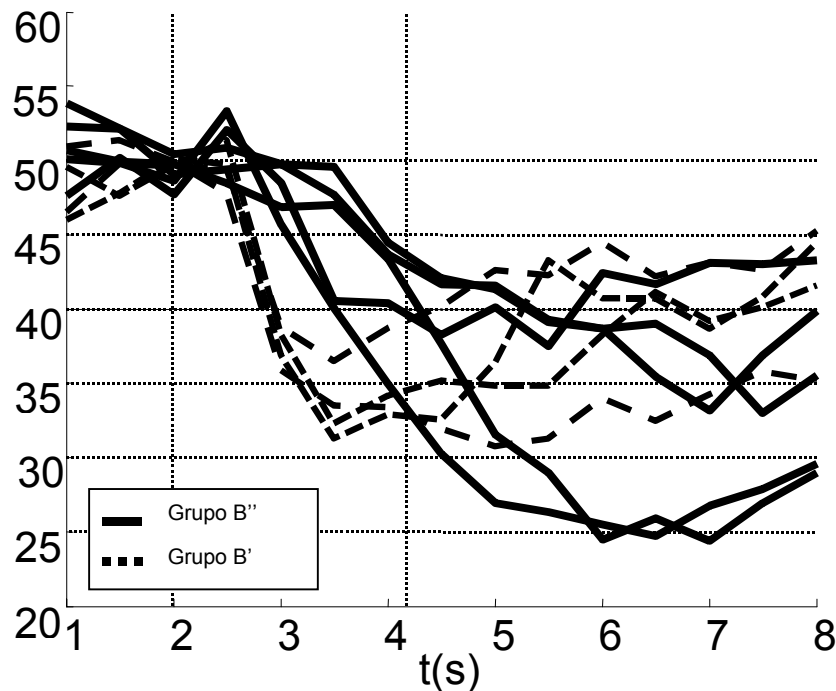


Figura 6-72: Curvas de error E_i para los sujetos del grupo B' (líneas discontinuas) y B'' (líneas continuas) pertenecientes a la segunda y tercera evaluación respectivamente.

Resulta interesante observar la similitud existente entre las curvas pertenecientes a sujetos de un mismo grupo, y la diferencia entre las curvas pertenecientes a sujetos de grupos distintos.

Las curvas de error de los sujetos del grupo B' muestran cómo éstos reaccionan de forma muy inmediata y abrupta dentro del intervalo de tiempo en el que se indica la tarea mental a llevar cabo (de $t = 2$ s a $t = 4.25$ s). Dichas curvas alcanzan sus mínimos en el instante $t = 3.5$ s, obteniendo valores comprendidos entre el 37 y el 31%. En la figura se observa cómo estos últimos valores son mucho menores que los obtenidos por los sujetos del grupo B'' en ese mismo instante, lo que a priori podría insinuar que el paradigma del *Graz BCI* resultara más eficaz, sin embargo, a partir de este instante ($t = 3.5$ s) y en especial durante el periodo del feedback (4.25 s – 8 s), las curvas de error pertenecientes al grupo B' tienden a empeorar, pudiéndose ser un motivo de esto, una pérdida de concentración.

En cuanto a los sujetos del grupo B'', las curvas muestran una respuesta bien diferente. Estos últimos reaccionan de manera más lenta, sin embargo, se produce una constante disminución del error a lo largo de la prueba, y en especial durante el periodo del feedback, alcanzando mínimos de error comprendidos entre el 37 y el 24%.

La tendencia alcista del error para los sujetos del grupo B' frente a la tendencia a la baja para los sujetos del grupo B'', contribuye a que a medida que avanza el periodo del feedback, las diferencias de error entre ambos grupos de sujetos sea cada vez mayor. Concretamente, a partir del instante 6 s, la mayoría de las curvas con menores

porcentajes de error corresponden a sujetos del grupo B'' (4 curvas del grupo B'' frente a una sola del grupo B').

En la figura 6-73 se muestran los porcentajes de mínimo error de las curvas $e_t^{(s)}$ de cada una de las sesiones y para cada uno de los sujetos del grupo B' (asteriscos) y del grupo B'' (cuadrados).

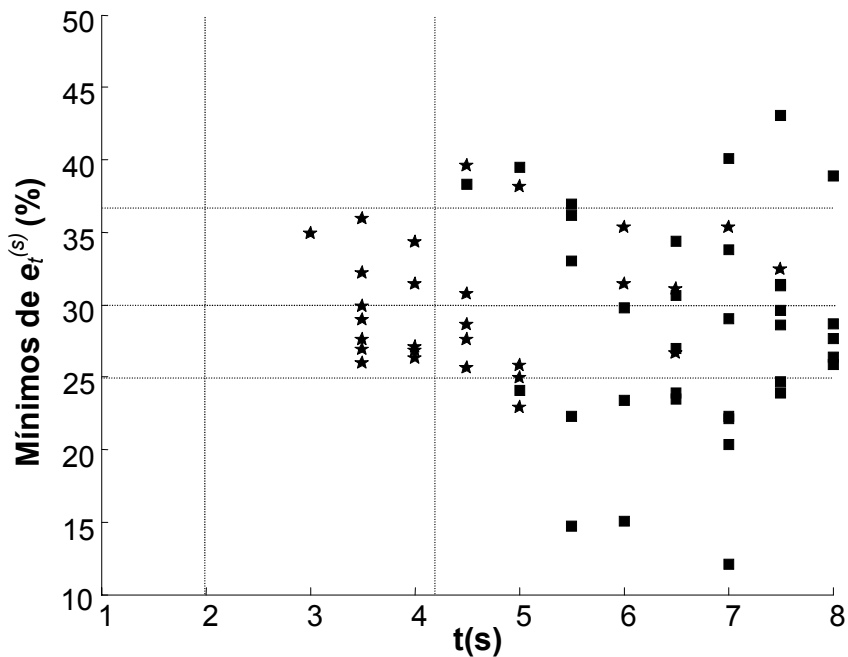


Figura 6-73: Mínimos porcentajes de $e_t^{(s)}$ obtenidos en cada sesión s de cada sujeto perteneciente al grupo B' (estrellas) y B'' (cuadrados).

La mayoría de los valores correspondientes a los sujetos del grupo B' se encuentran entre los instantes $t = 3.5$ s y $t = 5$ s, es decir, prácticamente fuera del periodo del feedback; mientras que todos los mínimos pertenecientes a los del grupo B'' sí están dentro de dicho periodo. Esto muestra claramente la diferencia entre los dos sistemas. Durante el periodo del feedback, los sujetos del grupo B' podrían tener más dificultad en mantener la concentración y, por lo tanto, el control de sus señales EEG; sin embargo, parece que los sujetos del grupo B'' podrían estar motivados por controlar el desplazamiento del coche con el fin de evitar el obstáculo, ayudándoles esto último a conseguir un mejor control de sus señales a medida que transcurre el periodo del feedback. Por último, hay que resaltar que hay sólo 2 mínimos pertenecientes a sujetos del grupo B' por debajo del 25% de error, frente a 12 mínimos correspondientes a sujetos del grupo B''.

Uno de los motivos que contribuye a que los resultados obtenidos por los sujetos del grupo B'', y en especial durante el periodo del feedback, sean mejores que los obtenidos por los del grupo B' es, que el nuevo sistema desarrollado ofrece a éstos información visual sobre la temporización. En efecto, el sujeto bajo prueba determina la tarea mental que debe llevar a cabo al presenciar la aparición del charco ($t = 2$ s), y

puede controlar el tiempo que le queda para empezar a desplazar el coche ($t = 4.25$ s) por la proximidad de dicho charco sabiendo que, cuando éste llegue a la altura del coche, comienza el periodo del feedback. De esta manera, el sujeto puede controlar cuándo concentrarse al máximo para llevar a cabo su tarea mental, pudiendo esto contribuir a que el descenso de las curvas de error sea posterior al de las curvas de los sujetos del grupo B'. Estos últimos, sin embargo, al carecer de esta información y desconocer el tiempo que les queda para el inicio del feedback, reaccionan de manera más brusca. No hay que olvidar tampoco que en estos sujetos, el instante de aparición del objetivo ($t = 2$ s) coincidía con un *beep* sonoro, lo que también puede contribuir a este tipo de reacción y, por lo tanto, ser poco recomendable. En definitiva, esta característica de poseer información temporal parece suponer una gran ventaja con respecto a los paradigmas convencionales.

Por otro lado, el incremento de error durante el periodo del feedback para los sujetos del grupo B' podría deberse a una pérdida de concentración y una falta de motivación a medida que transcurre el feedback. Por el contrario, los sujetos del grupo B'' consiguen disminuir progresivamente los porcentajes de error logrando los mínimos valores dentro de dicho periodo (4.25 s – 8 s). Estos sujetos se sienten involucrados e inmersos en la tarea de esquivar el charco, siendo motivados a lo largo de todo el periodo del feedback por controlar el coche.

Al igual que se hizo en la anterior evaluación, en las tablas 6-14 y 6-15 se vuelven a proporcionar algunos datos interesantes sobre los porcentajes de mínimo error obtenidos en la segunda y en la tercera evaluación. A modo comparativo, también se han representado los valores obtenidos en la primera evaluación (Grupo A, Grupo B y 1ª Eval.), pero éstos no han sido considerados para determinar las casilla grises que representan los porcentajes más favorables. El formato de dichas tablas es el mismo que el de las correspondientes tablas 6-7 y 6-8, considerando el periodo anterior al feedback desde el instante $t = 2.5$ s a $t = 4.5$ s (al igual que en la tabla 6-8, en la 6-15 sólo se consideran las sesiones con feedback).

	Proporción de mínimos porcentajes de $e_t^{(s)}$ (en %):		
	Por encima del 37% de error	Entre el 30 y el 37% de error	Por debajo del 30% de error
Grupo A	92.7	7.3	0
Grupo A'	75	25	0
Grupo A''	76.2	19	4.8
Grupo B	35.7	64.3	0
Grupo B'	7.1	39.3	53.6
Grupo B''	14.3	22.8	62.9
1ª Eval.	81.1	18.9	0
2ª Eval.	41	32.2	26.8
3ª Eval.	37.5	21.4	41.1

Tabla 6-14: Proporciones de mínimos porcentajes de $e_t^{(s)}$ que alcanzan determinados umbrales de error: sujetos de la primera, segunda y tercera evaluación.

	Proporción de mínimos porcentajes de $e_t^{(s)}$ (en %):	
	Incluidos en el periodo anterior al feedback	Incluidos en el periodo del feedback
Grupo B	40	50
Grupo B'	65	35
Grupo B''	4	96

Tabla 6-15: Proporciones de mínimos porcentajes de $e_t^{(s)}$ que caen fuera y dentro del periodo del feedback: sujetos de la primera, segunda y tercera evaluación.

Los resultados presentados muestran una mejora en la proporción de mínimos porcentajes que se encuentran por debajo del 30% de error para los sujetos pertenecientes a la tercera evaluación. Dicha mejora es radical en la ubicación temporal de estos porcentajes, estando localizado para el grupo B'', el 96% de éstos dentro del periodo del feedback (concretamente entre $t = 5$ s y $t = 8$ s).

Conclusiones generales.

El protocolo de entrenamiento seguido no ha planteado problemas en la mayoría de los sujetos, siendo la discriminación entre imaginación de movimientos de la mano derecha y estado de reposo, una elección muy acertada para sujetos no entrenados y para validar la interfaz desarrollada.

Los resultados obtenidos muestran un comportamiento de los sujetos distinto a aquellos que fueron sometidos a la anterior evaluación, y hay indicios de que el paradigma de entrenamiento basado en técnicas de realidad virtual pudiera facilitar la motivación de los sujetos a lo largo de todo el periodo del feedback. Durante dicho periodo, los sujetos parecen sentirse inmersos en su labor de esquivar el charco con el coche y, como resultado de este efecto, consiguen estabilizar y reducir los porcentajes de error a lo largo del periodo del feedback, características que no fueron observadas en los sujetos que participaron con el paradigma del *Graz BCI*.

Tener una referencia visual de la temporización del paradigma parece facilitar enormemente el control sobre cuándo y con qué intensidad llevar a cabo la actividad mental en todo momento, sintiéndose el sujeto más seguro de sí mismo. Por otro lado, las ventajas de introducir un *beep* sonoro parece algo cuestionable, pudiendo producir una reacción brusca sobre los sujetos.

Por último, indicar que parte de estos resultados fueron presentados en [Ron04c].

6.5.2.3 Curvas de ERD/ERS

A continuación se muestran las curvas de ERD/ERS obtenidas para cada uno de los sujetos, manteniendo para la representación de las diferentes figuras, la estructura que se ha seguido hasta ahora.

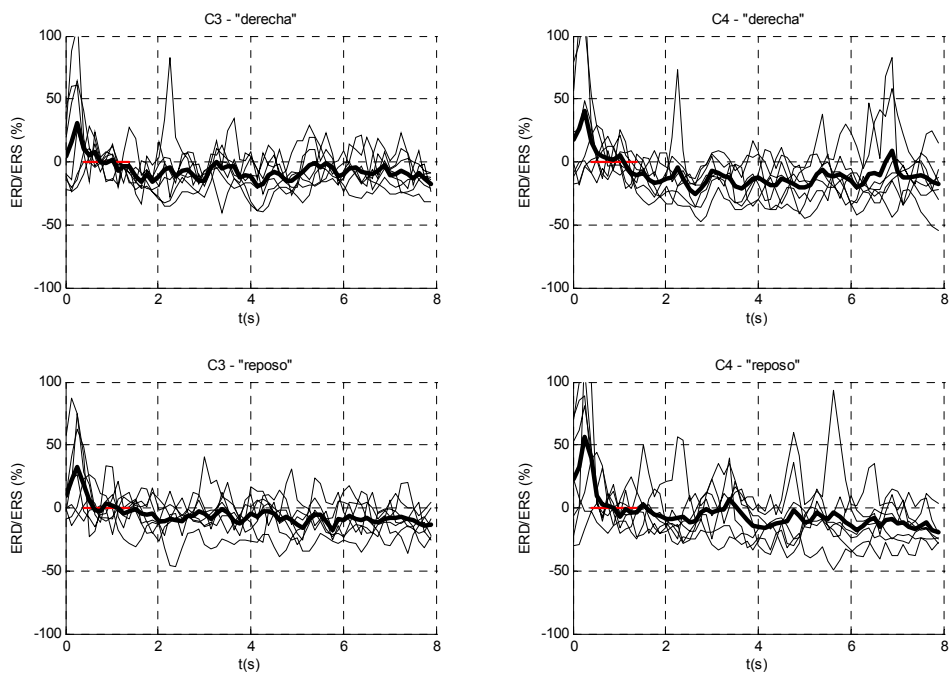


Figura 6-74: Curvas de ERD/ERS para el sujeto S1''.

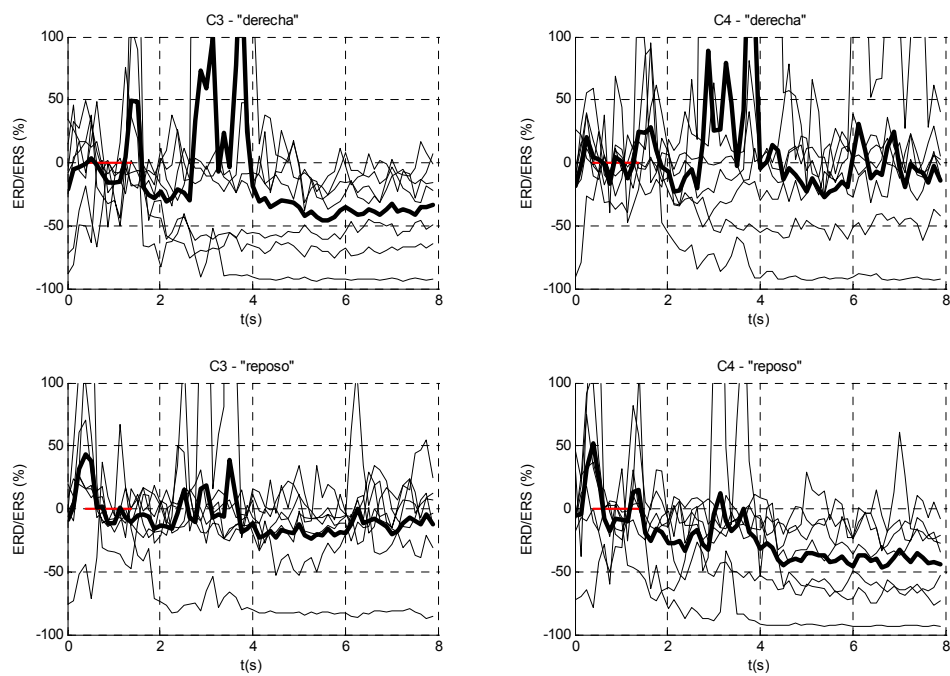


Figura 6-75: Curvas de ERD/ERS para el sujeto S2''.

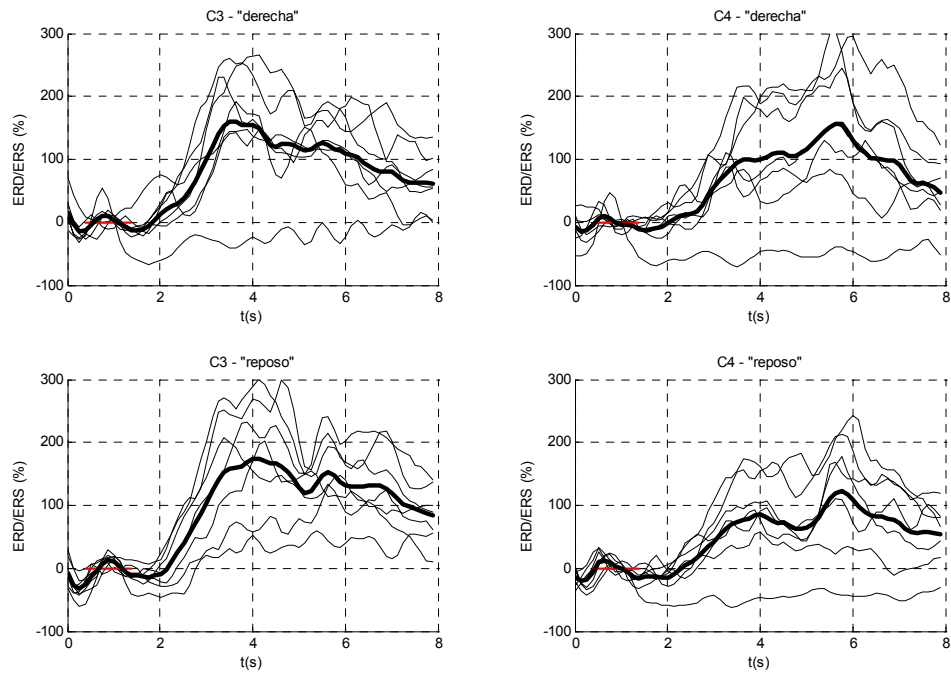


Figura 6-76: Curvas de ERD/ERS para el sujeto S3''¹¹.

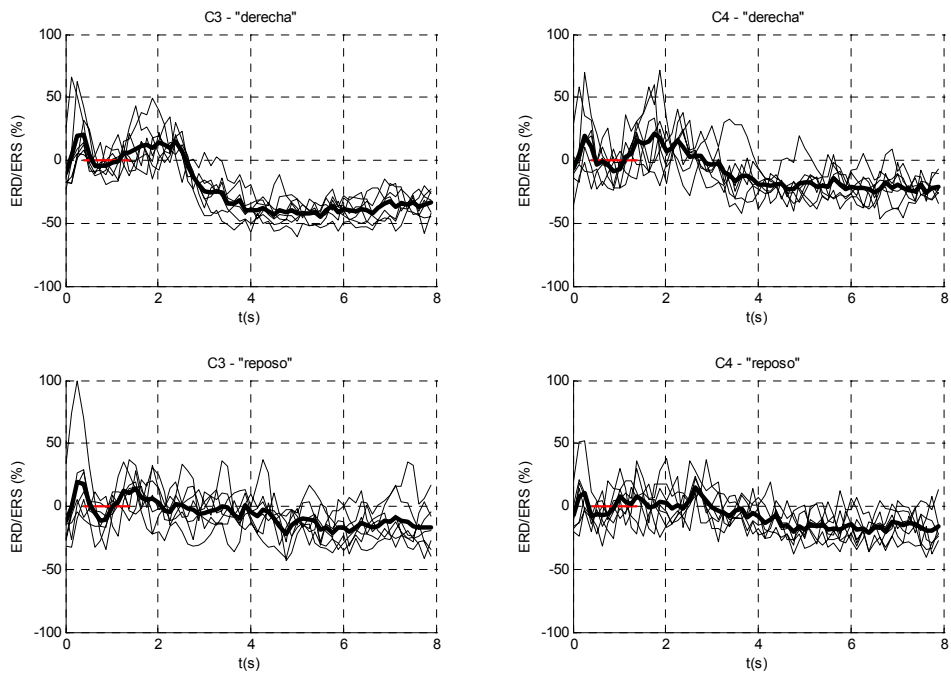


Figura 6-77: Curvas de ERD/ERS para el sujeto S4''.

¹¹ El eje y se ha representado entre los valores -100% y 300%.

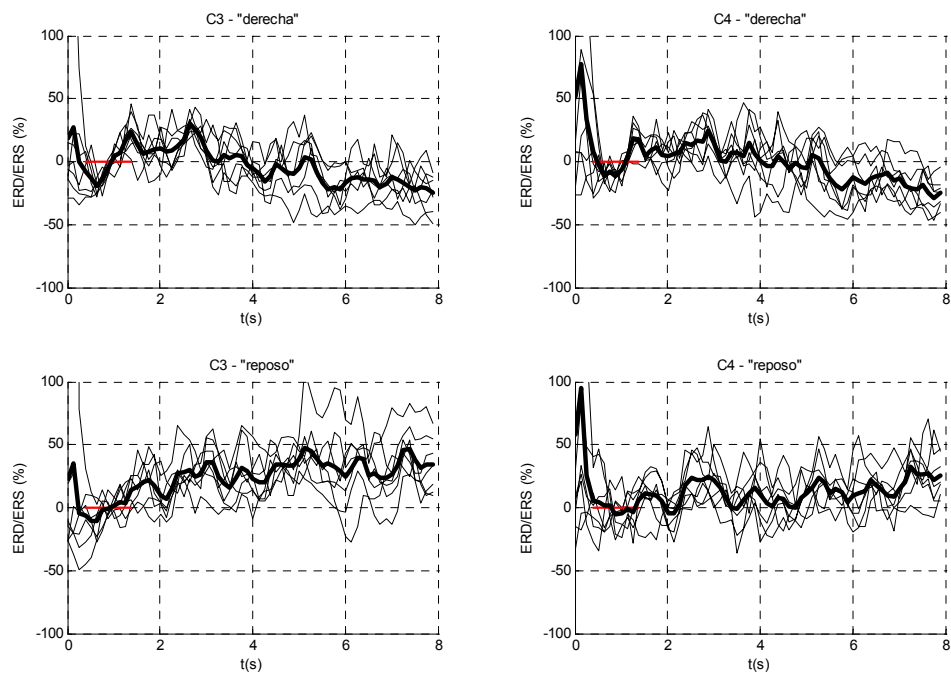


Figura 6-78: Curvas de ERD/ERS para el sujeto S5''.

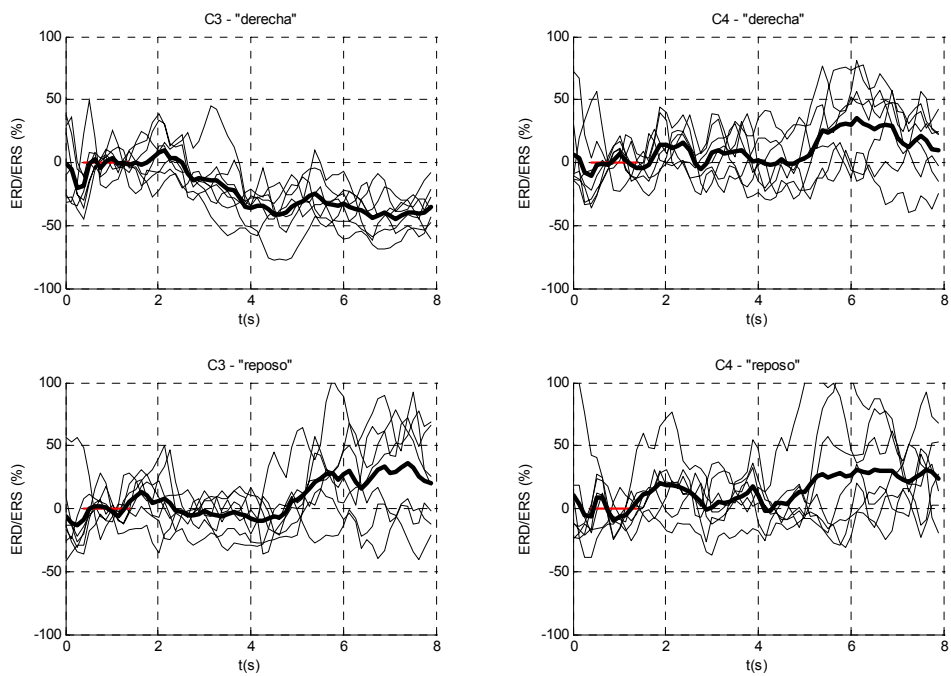


Figura 6-79: Curvas de ERD/ERS para el sujeto S6''.

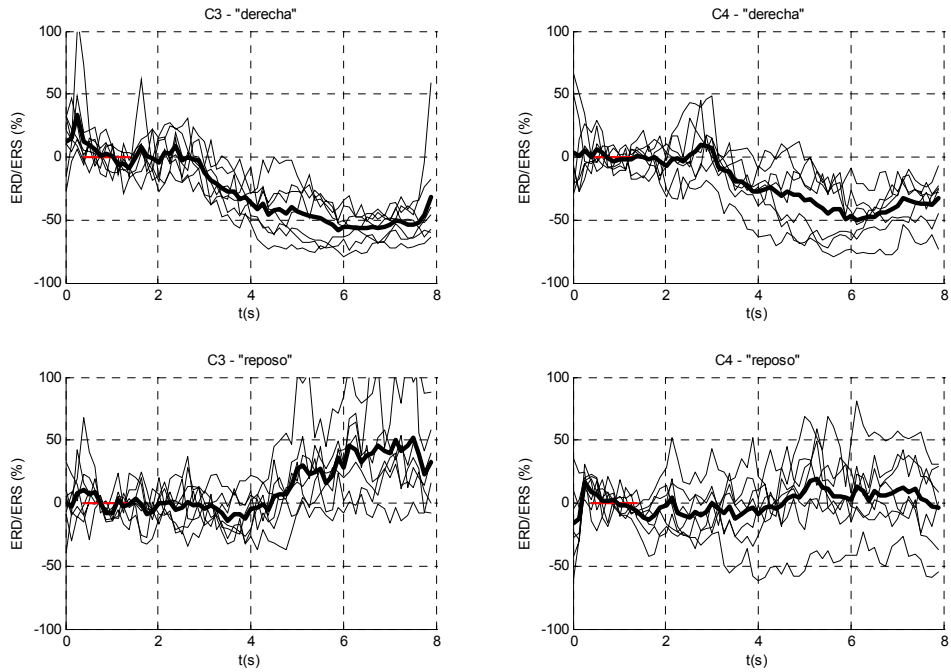


Figura 6-80: Curvas de ERD/ERS para el sujeto S7¹².

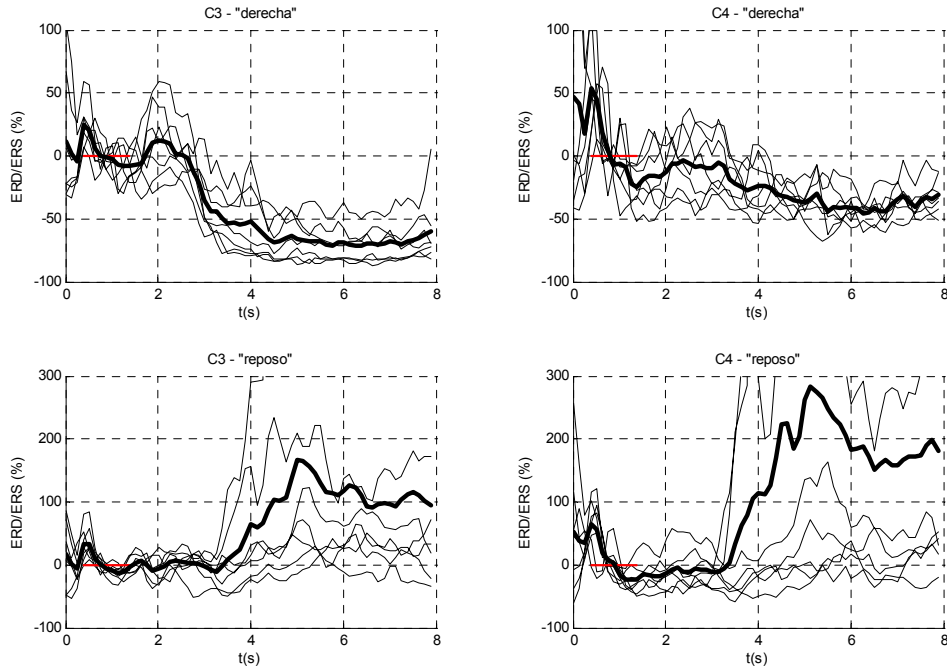


Figura 6-81: Curvas de ERD/ERS para el sujeto S8¹².

¹² El eje y de las gráficas correspondientes a la clase “reposo” se ha representado entre -100% y 300%.

Los resultados obtenidos ponen de nuevo en evidencia que las curvas de ERD/ERS son muy dependientes de los sujetos, obteniendo respuestas muy diferentes entre ellos; sin embargo, sí permiten intuir qué sujetos han logrado cierto control de sus señales EEG y qué sujetos no.

De los pertenecientes al grupo A'', S1'' no consigue desincronizar sus señales EEG en la clase "derecha", y S2'' presenta curvas muy inestables en todas sus sesiones. En cuanto al sujeto S3'', éste destaca por sincronizar sus señales durante el periodo del feedback, sin embargo, esto se produce en los dos hemisferios e indistintamente para las dos tareas mentales, lo que ha dificultado mucho la discriminación. Este tipo de respuesta es similar a la que obtuvo el sujeto S7 perteneciente a la primera evaluación.

Los sujetos pertenecientes al grupo B'' presentan unas respuestas de ERD/ERS que si bien son diferentes entre ellos, también lo son entre las dos clases, lo que de alguna forma ha contribuido a obtener mejores resultados en la clasificación en comparación con los sujetos del grupo A''.

El sujeto S4'' consigue una desincronización en la clase "derecha" que afecta sobre todo al hemisferio izquierdo, mientras que las curvas correspondientes al estado de reposo son bastante inestables, como suele ser de costumbre en este estado mental. Por el contrario, el sujeto S5'' no presenta una desincronización muy estable en la clase "derecha", sin embargo, en el estado de reposo consigue un ligero incremento de amplitud de su ritmo mu durante el periodo del feedback, y que parece afectar sobre todo al hemisferio izquierdo. El sujeto S6'' destaca por presentar curvas de ERD en el hemisferio contralateral y ERS en el hemisferio ipsilateral durante la imaginación de movimientos de la mano derecha. Este tipo de respuesta, aunque no es muy frecuente, suele darse en algunos casos, tal y como se cita en [Pfur99c]. Además, este mismo sujeto en el estado de reposo consigue durante el periodo del feedback sincronizar sus señales en ambos hemisferios. Por último, los sujetos S7'' y S8'' presentan respuestas similares. Ambos consiguen desincronizar sus señales EEG en la clase "derecha" afectando algo más al hemisferio contralateral, sobre todo el sujeto S8'' que produce una desincronización muy estable en todas sus sesiones. Por otro lado, en el estado de reposo, ambos presentan una sincronización de sus señales, siendo ésta muy importante para el sujeto S8''.

Conclusiones generales.

De todo este estudio hay que destacar la capacidad que tienen algunos sujetos, en especial los pertenecientes al grupo B'', para producir un incremento de amplitud en su correspondiente banda reactiva en el estado de reposo y durante el periodo del feedback. En principio no hay explicación a este fenómeno, sin embargo, conviene indicar que en [Pfur99c] se hace referencia a que en algunas observaciones se ha detectado un aumento del ritmo mu y beta como consecuencia de algún tipo de procesado visual. Las curvas presentadas también ponen de manifiesto la dificultad que conlleva estabilizar las señales EEG en dicho estado de reposo.

Otro aspecto a destacar es que con este nuevo paradigma de entrenamiento, son varios los sujetos que parecen tener una mayor facilidad para desincronizar sus señales EEG en el hemisferio contralateral al imaginar movimientos de la mano derecha. En

definitiva, el feedback presentado contribuye a que las respuestas de estos sujetos se asemejen a un comportamiento más característico de las señales EEG.

6.5.2.4 Cuestionarios

Las cuestiones valoradas han sido las mismas que en las evaluaciones anteriores, es decir:

- *Efectos del feedback*: Los sujetos fueron algo escuetos a la hora de rellenar los cuestionarios, sin embargo, sí se pudieron extraer algunas conclusiones generales. Para la mayoría de los sujetos e independientemente del control que lograron sobre sus señales EEG, el efecto del feedback fue en general positivo. En comparación con las sesiones sin feedback, los sujetos encontraban las sesiones con feedback mucho más interesantes y entretenidas, ayudándoles el propio feedback a esforzarse y a motivarse. Sólo en ocasiones muy puntuales y para algunos sujetos (S3'', S4'', S7'' y S8''), el efecto del feedback resultó ser negativo, produciéndoles cierta frustración los continuos movimientos del coche, en especial durante el estado de reposo.

En numerosas ocasiones los sujetos reflejaron en el cuestionario las molestias producidas por las gafas (HMD), debido en especial al calor que desprendían y a la presión que ejercían sobre la frente. Algunos sugerían eliminar el ruido de las pisadas del charco para el estado de reposo y otros, sugerían que a medida que avanzaban las sesiones cambiaran los escenarios para evitar la monotonía.

Curiosamente y de manera muy general, se observa que hay más críticas por parte de los sujetos del grupo B'' que por parte de los del grupo A''. De estos sujetos, dos de ellos (S7'' y S8'') han obtenido muy buenos porcentajes de clasificación en todas sus sesiones y, posiblemente como consecuencia del gran control que poseían desde el principio, sean más estrictos en sus exigencias, buscando la perfección en el control del manejo del coche, siendo esto, una posible explicación a las críticas que realizan sobre el feedback. Algo similar ocurría con los sujetos del grupo B' pertenecientes a la segunda evaluación.

- *Factores discordantes*: Al igual que en las anteriores evaluaciones, las cuestiones evaluadas fueron: 1) Vista cansada, 2) Dolor de cabeza, 3) Molestias por el casco, 4) Cansancio, fatiga, pesadez, 5) Cansado mentalmente. Además se evaluaron otras cuestiones de interés relacionadas con la técnica usada, concretamente: 1) Grado de inmersión y 2) Presión por las gafas. Los resultados obtenidos para el primer grupo de cuestiones se muestran en la figura 6-82 y en la tabla 6-16, y para los del segundo grupo, en la figura 6-83.

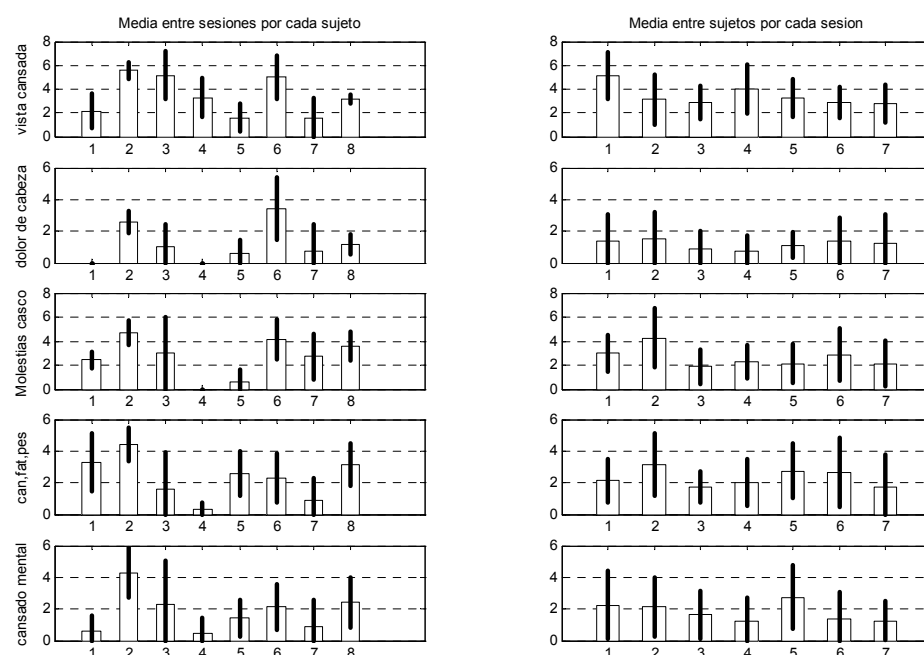


Figura 6-82: Resultado cuestionario de la tercera evaluación: factores discordantes.

<i>Medias con el intervalo de confianza del 95%</i>				
<i>Factores discordantes</i>				
1	2	3	4	5
3.42±1.36	1.17±1.02	2.64±1.37	2.4±1.14	1.8±1.06

Tabla 6-16: Valoraciones medias entre sujetos y sesiones obtenidas en la tercera evaluación: factores discordantes.

Omitiendo de nuevo los intervalos de confianza que hacen que las conclusiones que se obtienen deban considerarse con bastante cautela, de estos resultados se pueden extraer algunas consideraciones. De la figura 6-82 (gráficas de la izquierda), de nuevo se deduce que no parece haber correlación alguna entre estos factores y los resultados de la clasificación, obteniendo respuestas muy dispares entre los diferentes sujetos. En esta ocasión, los sujetos parecen haber sufrido algo más de vista cansada, obteniendo un valor medio de 3.42, y siendo S2'', S3'' y S6'' los que presentan valores más altos, con un promedio entre ellos de 5.24. El dolor de cabeza es prácticamente inexistente (valor medio: 1.17), excepto para los sujetos S2'' y S6'', que son también los que más molestias han sentido por el casco. Este último parámetro, si bien no parece ser muy importante (valor medio: 2.64), sí parece mantener cierta relación con el parámetro anterior ("dolor de cabeza"). El hecho de que los sujetos tuvieran que soportar además del *electro-cap* (casco), las HMD (gafas), pudo contribuir a producir ciertas molestias reflejadas en un dolor de cabeza. Por último, el cansancio y la fatiga en general no presentan valores elevados (valor medio: 2.4), y en cuanto al cansancio mental, que sigue manteniendo cierta relación con el parámetro anterior, sus valores han sido más bien bajos (valor medio: 1.8).

Para estos dos últimos factores, los sujetos S2'' y S8'' son los que presentan valores más altos.

No se observa ningún tipo de correlación entre cuestiones con y sin feedback (gráficas de la derecha), y en esta ocasión, para todas las cuestiones, los valores permanecen bastante estables a lo largo de las diferentes sesiones, no destacando la primera como ocurría en las dos evaluaciones anteriores.

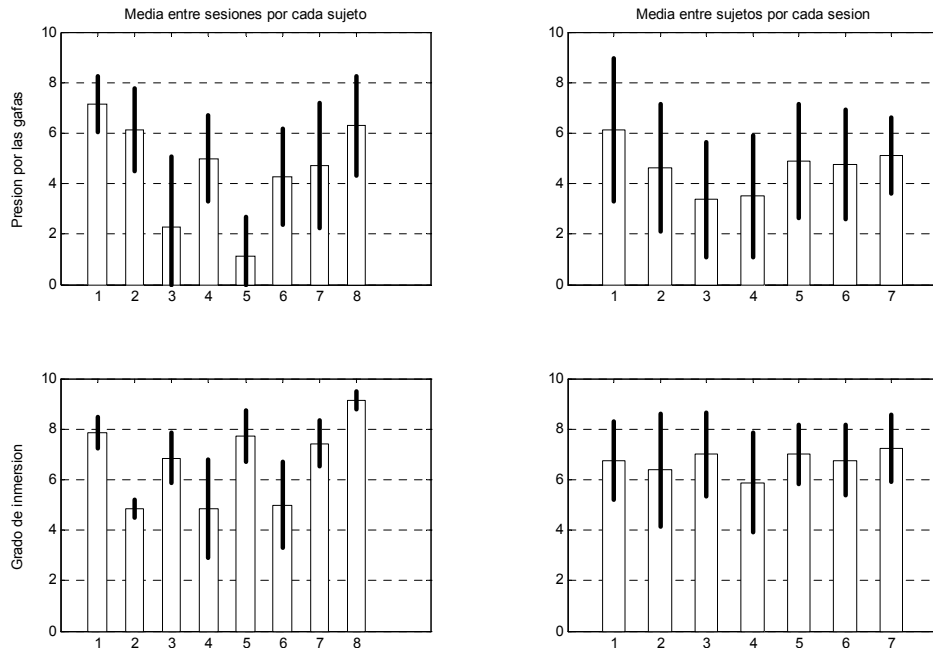


Figura 6-83: Resultado cuestionario de la tercera evaluación: grado de inmersión y presión por las gafas.

En cuanto a las dos nuevas cuestiones evaluadas y cuyos resultados se reflejan en la figura 6-83, para muchos de los sujetos (exceptuando a S3'' y S5'') la presión provocada por las gafas ha sido notable, tal y como reflejaron en numerosas ocasiones en la cuestión relacionada con los efectos del feedback. Para este parámetro, el valor medio obtenido ha sido de 4.62 ± 1.71 , y exceptuando la primera sesión que destaca por tener el valor más alto, en el resto de las sesiones los valores permanecen más o menos estables. En cuanto al grado de inmersión, éste ha sido variable entre los diferentes sujetos, sin embargo, bastante estable entre las diferentes sesiones. El valor medio obtenido ha sido de 6.71 ± 1.36 , lo que podría intuirse que los sujetos sí se han sentido bastante inmersos en la tarea de controlar el desplazamiento del coche.

-Impresión de las sesiones: 1) Sesión larga, 2) Sesión entretenida, 3) Sesión interesante. Los resultados obtenidos se muestran en la figura 6-84 y en la tabla 6-17.

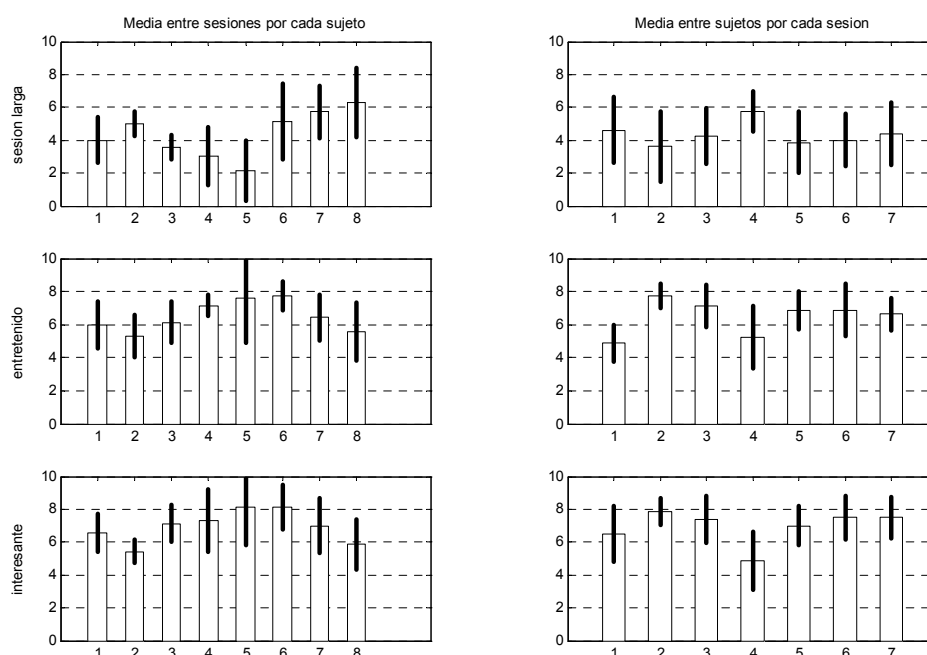


Figura 6-84: Resultado cuestionario de la tercera evaluación: impresión de las sesiones.

<i>Medias con el intervalo de confianza del 95%</i>					
<i>Impresión de las sesiones</i>					
1		2		3	
4.35±1.18		6.45±0.76		6.94±0.81	
<i>Sesiones sin feedback (NF) y sesiones con feedback (F)</i>					
1		2		3	
<i>NF</i>	<i>F</i>	<i>NF</i>	<i>F</i>	<i>NF</i>	<i>F</i>
5.19±1.27	4.02±1.45	5.06±1.27	7.05±0.9	5.69±0.5	7.45±1.01

Tabla 6-17: Valoraciones medias entre sujetos y sesiones obtenidas en la tercera evaluación: impresión de las sesiones.

Al igual que en el resto de las evaluaciones, no se observa correlación entre estos parámetros y los porcentajes de clasificación (gráficas de la izquierda). En general, todos los sujetos responden de manera muy similar (exceptuando S4'' y S5'' en la primera de estas cuestiones). La duración de las sesiones no es elevada, pero tampoco despreciable (valor medio: 4.35), y al igual que en las anteriores ocasiones, se observa cierta correlación entre los parámetros “entretenido” e “interesante”, cuyos valores medios son 6.45 y 6.94 respectivamente.

De nuevo hay que destacar la diferencia que se aprecia entre las sesiones con y sin feedback (gráficas de la derecha), resultando estas últimas más largas (valor medio 4.02 en las sesiones con feedback frente a 5.19 en las sesiones sin feedback), menos entretenidas (valor medio 7.05 en las sesiones con feedback

frente a 5.06 en las sesiones sin feedback) y menos interesantes (valor medio 7.45 en las sesiones con feedback frente a 5.69 en las sesiones sin feedback).

Estudio comparativo entre los resultados de los cuestionarios obtenidos en la segunda y en la tercera evaluación.

Con el fin de obtener conclusiones sobre las ventajas e inconvenientes en el uso de los dos paradigmas utilizados, resulta de nuevo muy interesante realizar un estudio comparativo entre los resultados de los cuestionarios obtenidos por los sujetos que han participado en las dos últimas evaluaciones.

En relación a la cuestión que abarcaba los efectos del feedback, y en comparación con los sujetos pertenecientes a la segunda evaluación, las críticas recibidas por parte de los sujetos sometidos al nuevo paradigma fueron mucho más suaves, siendo los efectos más positivos que negativos. Si bien es cierto que esta conclusión es muy subjetiva, sí se puede decir que existe cierta preferencia a este nuevo sistema con respecto al del *Graz BCI*, llegando no sólo a facilitar la motivación y el entretenimiento, sino también la diversión.

En cuanto a los factores discordantes y a la impresión de las sesiones, en la tabla 6-18 se muestran los valores medios entre sujetos y sesiones para cada evaluación. La estructura de dicha tabla es la misma que la de la tabla 6-11.

<i>Medias con el intervalo de confianza del 95%</i>						
<i>Factores discordantes</i>						
	1	2	3	4	5	
<i>Segunda Eval.</i>	1.95±0.67	0.68±0.54	1.48±1.55	1.39±0.86	1.7±1.47	
<i>Tercera Eval.</i>	3.42±1.36	1.17±1.02	2.64±1.37	2.4±1.14	1.8±1.06	
<i>2ª-3ª Eval.</i>	-1.47(p<0.05)	-0.49(p<0.15)	-1.16(p<0.2)	-1.01(p<0.1)	-0.1(p<0.4)	
<i>Impresión de las sesiones</i>						
	1		2		3	
<i>Segunda Eval.</i>	3.91±1.76		5.55±1.69		6.1±1.54	
<i>Tercera Eval.</i>	4.35±1.18		6.45±0.76		6.94±0.81	
<i>2ª-3ª Eval.</i>	-0.44(p<0.4)		-0.9(p<0.2)		-0.84(p<0.25)	
<i>Sesiones sin feedback (NF) y sesiones con feedback (F)</i>						
	1		2		3	
	<i>NF</i>	<i>F</i>	<i>NF</i>	<i>F</i>	<i>NF</i>	<i>F</i>
<i>Segunda Eval.</i>	5±2.42	3.47±1.79	4±2.47	6.17±1.5	4.75±2.14	6.65±1.4
<i>Tercera Eval.</i>	5.19±1.27	4.02±1.45	5.06±1.27	7.05±0.9	5.69±0.5	7.45±1.01
	<i>F-NF</i>		<i>F-NF</i>		<i>F-NF</i>	
<i>Segunda Eval.</i>	-1.53(p<0.3)		2.17(p<0.2)		1.9(p<0.2)	
<i>Tercera Eval.</i>	-1.17(p<0.2)		1.99(p<0.02)		1.76(p<0.0005)	

Tabla 6-18: Valoraciones medias entre sujetos y sesiones obtenidas en la segunda y tercera evaluación.

En las cuestiones relacionadas con los factores discordantes, la valoración obtenida por los sujetos de la tercera evaluación ha sido algo peor que la de los sujetos de la segunda. La mayor diferencia, y la única estadísticamente significativa al tener un

valor de $p < 0.05$, se ha obtenido en el parámetro relacionado con la vista cansada (1), con un valor de 1.47, siendo esto lógico al realizarse las pruebas a través de unas i-glasses HMD. Las molestias ocasionadas por las HMD, bastante criticado por los sujetos, ha podido influir negativamente en el resto de las cuestiones, haciendo las sesiones algo más pesadas.

En cuanto a las cuestiones relacionadas con la impresión de las sesiones, para los sujetos de la tercera evaluación, y en comparación con los sujetos de la segunda, las sesiones resultaron ser ligeramente más largas pero más entretenidas y más interesantes. De las dos últimas filas de la tabla, también se deduce que independientemente del sistema utilizado, las sesiones con feedback resultan ser menos largas, más entretenidas y más interesantes que las sesiones sin feedback, siendo las diferencias obtenidas entre estos parámetros muy similares para ambos grupos, aunque estadísticamente no significativas, exceptuando los parámetros “entretenido” e “interesante” para la tercera evaluación con un grado de significación de $p < 0.02$ y $p < 0.0005$ respectivamente.

La figura 6-85 muestra, para cada una de las cuestiones, la valoración media obtenida entre sujetos de cada evaluación y para cada una de las sesiones. Las barras blancas corresponden a los resultados obtenidos por los sujetos de la segunda evaluación y las grises por los sujetos de la tercera.

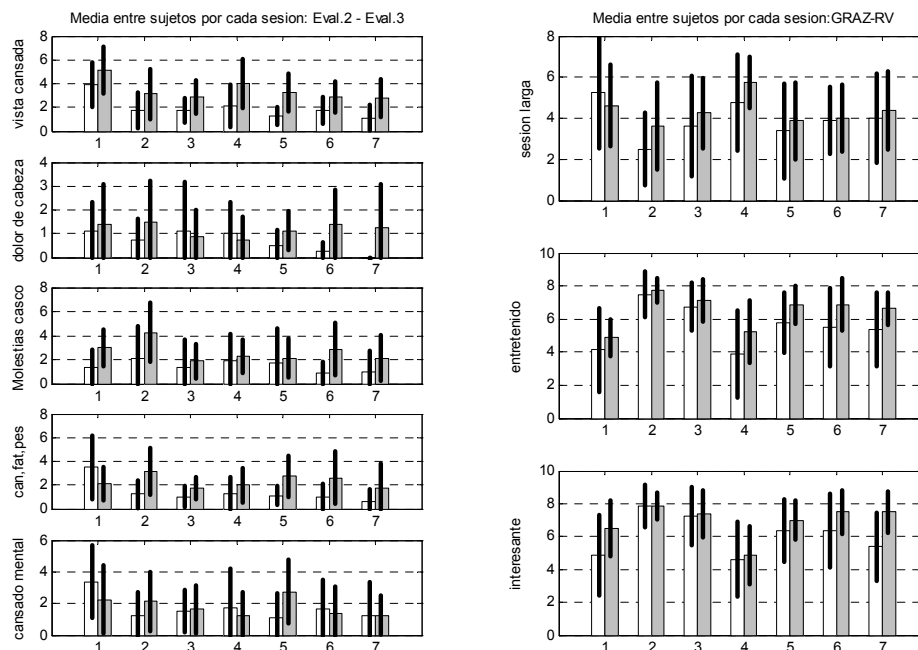


Figura 6-85: Resultado cuestionario de la segunda (barras blancas) y tercera evaluación (barras grises).

Los resultados confirman los valores obtenidos en la tabla anterior, manteniéndose las diferencias entre ambos grupos en prácticamente todas las sesiones, es decir, que en casi todas ellas, los sujetos sometidos al nuevo paradigma han sufrido

algo más los efectos discordantes, y han encontrado las sesiones más largas, más entretenidas y más interesantes.

Particularizando para las cuestiones relacionadas con la impresión de las sesiones, resulta curiosa la similitud existente entre ambos grupos de sujetos, en cuanto a la evolución de éstas a lo largo de las diferentes sesiones. En estas gráficas se aprecia perfectamente que, independientemente del sistema usado, existe diferencia entre sesiones con y sin feedback, y cómo las primeras sesiones con feedback (sesiones 2 y 3) parecen ser las más favorables. Este parecido también quedó reflejado entre los resultados de las dos primeras evaluaciones (figura 6-60).

A modo ilustrativo, en la tabla 6-19 se muestra, para cada una de las cuestiones, la valoración media obtenida entre todos los sujetos que han participado en los experimentos con el paradigma del *Graz BCI* (primera y segunda evaluación) y la obtenida entre los sujetos que han participado con el paradigma propuesto. Dicha tabla es el resultado de combinar las tablas 6-12, 6-16 y 6-17. De nuevo, con casillas grises se representa la valoración más favorable al comparar ambos resultados.

<i>Medias con el intervalo de confianza del 95%</i>						
<i>Factores discordantes</i>						
	1	2	3	4	5	
<i>1ª y 2ª Eval.</i>	2.38±0.74	1.4±0.87	1.98±1.1	1.62±0.72	1.91±0.78	
<i>3º Eval.</i>	3.42±1.36	1.17±1.02	2.64±1.37	2.4±1.14	1.8±1.06	
<i>Impresión de las sesiones</i>						
	1	2	3			
<i>1ª y 2ª Eval.</i>	4.08±0.9	5.19±0.81	5.71±0.75			
<i>3º Eval.</i>	4.35±1.18	6.45±0.76	6.94±0.81			
<i>Sesiones sin feedback (NF) y sesiones con feedback (F)</i>						
	1		2		3	
	NF	F	NF	F	NF	F
<i>1ª y 2ª Eval.</i>	5.08±1.15	3.68±1	3.58±1.16	5.83±0.8	4.39±0.95	6.23±0.78
<i>3º Eval.</i>	5.19±1.27	4.02±1.45	5.06±1.27	7.05±0.9	5.69±0.5	7.45±1.01

Tabla 6-19: Valoraciones medias obtenidas entre los sujetos sometidos al paradigma del *Graz BCI* (1ª y 2ª Eval.) y entre los sujetos sometidos al paradigma propuesto (3ª Eval.).

Los valores medios obtenidos entre todos los sujetos sometidos al paradigma del *Graz BCI* (1ª y 2ª Eval.) empeoran en comparación con los obtenidos entre los sujetos sometidos sólo a la segunda evaluación (ver tabla 6-18). Debido a esto, en la tabla 6-19 se observa cómo algunos factores discordantes resultan más perjudicados si se hace la comparación con los resultados obtenidos en esta tercera evaluación (3ª Eval.). Concretamente, puede verse reflejado cómo las cuestiones relacionadas con el dolor de cabeza (2) y el cansancio mental (5) son ahora más favorables para el nuevo sistema, aunque hay que decir que las diferencias son mínimas.

Conclusiones generales.

Como ya se ha insistido en numerosas ocasiones, las conclusiones obtenidas están condicionadas por los intervalos de confianza obtenidos. Por lo general, los

sujetos han valorado positivamente el feedback presentado, incitándoles éste a motivarse y a concentrarse en su tarea de controlar el desplazamiento del coche. Como ha ocurrido en las anteriores evaluaciones, todos los sujetos han preferido las sesiones con feedback con respecto a las sesiones sin feedback (lo que ha quedado reflejado en las cuestiones relacionadas con la impresión de las sesiones), a pesar de que en algunas ocasiones éste pudiera producir algo de frustración. Algunos comentarios sugerían la posibilidad de combinar otros escenarios, siendo esto una propuesta muy interesante para motivar más aún a aquellos sujetos que perdían cierta motivación al lograr un control casi perfecto del vehículo. Realmente, las críticas realizadas han estado enfocadas sobre todo a las molestias provocadas por las i-glasses (HMD), las cuales desprendían calor, provocaban sudor, producían un mayor cansancio a la vista y contribuían a que las sesiones se hicieran algo más pesadas.

En el estudio comparativo entre los resultados de las dos últimas evaluaciones, se observó que los factores discordantes, y en especial la vista cansada, resultaban ligeramente mayores para los sujetos sometidos al control del coche, siendo posiblemente el motivo de ello, la incomodidad de las gafas. Esto último contribuía a que las sesiones parecieran algo más largas, sin embargo, todas ellas resultaron ser más interesantes y más entretenidas en comparación con las del paradigma del *Graz BCI*.

En definitiva, exceptuando las molestias ocasionadas por las HMD, las valoraciones realizadas sobre el protocolo de entrenamiento y en especial sobre el feedback, han sido bastante positivas.

6.5.2.5 Significatividad estadística de los resultados obtenidos

Aunque ya se ha hecho un estudio comparativo entre los porcentajes de clasificación obtenidos en la segunda y en la tercera evaluación, ya se adelantó en la metodología que resultaba interesante extraer algún parámetro que permitiera obtener diferencias apreciables, y a ser posible significativas, entre los resultados obtenidos en los diferentes sistemas BCI desarrollados. En efecto, si de alguna forma el objetivo de esta tesis está en aportar una nueva técnica de entrenamiento basado en un feedback que pudiera mantener la motivación del sujeto, le facilite mantener su nivel de atención, y todo ello con el fin de obtener un mejor control del feedback, sería interesante determinar algún parámetro objetivo que permitiera resaltar las ventajas de este nuevo sistema frente a un sistema basado en un feedback convencional.

De todos los resultados extraídos, un parámetro que parece establecer diferencias importantes y ser objetivamente fácil de obtener es la proporción de porcentajes de mínimo error que caen dentro de una determinada región, entendiendo por ésta a un área limitada por un intervalo de tiempo y un porcentaje de error.

Puesto que lo que se pretende es evaluar el efecto del feedback, parece interesante considerar la cantidad de porcentajes de mínimo error que caen dentro del periodo de éste, concretamente entre los instantes $t = 5$ s y $t = 8$ s. En cuanto al umbral del porcentaje de error a considerar, éste podría establecerse en un 37%, o siendo más estricto aún, en un 30%.

De este modo, si se consideran exclusivamente las sesiones con feedback, que son realmente las que sufren el efecto de éste, en la tabla 6-20 se muestran las proporciones obtenidas para los experimentos de la segunda y tercera evaluación y extraídas de las figuras 6-47 y 6-70 respectivamente.

Proporciones de mínimos porcentajes de $e_t^{(s)}$ de las sesiones con feedback e incluidos en el periodo del feedback (en %)		
	Por debajo del 37% de error Caso 1	Por debajo del 30% de error Caso 2
2ª Eval.	22.5	7.5
3ª Eval.	60	40

Tabla 6-20: Proporciones de mínimos porcentajes de $e_t^{(s)}$ correspondientes a sesiones con feedback que caen dentro del periodo del feedback y están por debajo del 37% y del 30% de error (columna de la izquierda y derecha respectivamente): sujetos de la segunda y tercera evaluación.

Una vez establecidas las diferentes proporciones para cada experimento y en dos situaciones diferentes (caso 1 y 2), es posible estimar el tamaño muestral necesario que permita validar el estudio [Pita01].

En el caso que aquí se contempla, se pretende determinar el tamaño muestral que permite comparar si dos proporciones son realmente diferentes. Para ello, resulta necesario conocer los siguientes parámetros:

- Magnitud y una idea aproximada de las dos proporciones a detectar. En este caso, estos datos vienen reflejados en la tabla 6-20. Para el caso 1, la diferencia entre proporciones es del 37.5% y para el caso 2, del 32.5%.
- Seguridad del estudio o “grado de significación p” exigido. Por lo general se asume una seguridad del 95%, o lo que es lo mismo un “p” de 0.05.
- Poder estadístico. Por lo general se suele trabajar con un poder estadístico del 80%.
- Definir si la hipótesis va a ser unilateral o bilateral. En este caso la hipótesis será unilateral, pues se establece que uno de los parámetros es mayor que otro, indicando por lo tanto una dirección de las diferencias. En el caso de una hipótesis bilateral, cualquiera de los dos parámetros a comparar puede ser mayor o menor que el otro.

Una vez establecidos todos estos parámetros y aplicando las ecuaciones descritas en [Pita01] y reflejadas en el apéndice E, el tamaño de la muestra que se obtiene en los dos casos contemplados es de 20 sujetos para cada experimento.

En el estudio llevado a cabo en este trabajo, finalmente el número de sujetos que ha participado en cada experimento ha sido de 8, y como consecuencia de esta reducción del tamaño de la muestra, resulta interesante determinar el poder estadístico finalmente resultante.

Aplicando las ecuaciones establecidas en [Pert03] (y reflejadas en el apéndice E) para el cálculo del poder estadístico de un estudio, para ambos casos (caso 1 y 2) se obtiene un nuevo valor de poder estadístico inferior al 50%, por lo que las diferencias de proporciones obtenidas (del 37.5% para el caso 1 y del 32.5 % para el caso 2) no pueden considerarse significativas al realizar el experimento con sólo 8 sujetos.

Como consecuencia de este resultado, es necesario exigir una menor seguridad del estudio. Si se opta por asumir una seguridad del 90%, el nuevo tamaño muestral según [Pita01] es de 14 sujetos para los dos casos, y con los 8 sujetos disponibles, el nuevo poder estadístico alcanzado se encuentra entre un 60 y un 65%.

De este modo, los resultados obtenidos permiten indicar que asumiendo un 10% de posibilidades de rechazar la hipótesis nula siendo ésta cierta, existe entre un 60 y un 65% de posibilidades de mejorar, al realizar el experimento con el nuevo sistema en comparación con el sistema convencional, en un 32.5% y en un 37.5% la proporción de los porcentajes de mínimo error que se encuentran, durante el periodo del feedback, por debajo del 30% y del 37% de error respectivamente.

6.5.3 Discusión

Los resultados obtenidos muestran una mejora en el control del feedback en comparación con el sistema basado en el paradigma del *Graz BCI*. Dicha mejora podría ser debida a un incremento de la motivación y de la integración por parte del sujeto al emplear una interfaz más familiar basada en técnicas de realidad virtual. Una de las ventajas que hace que este nuevo sistema pueda resultar más beneficioso es que ofrece a los sujetos información visual sobre la temporización, permitiéndoles controlar cuándo esforzarse en la concentración para llevar a cabo su tarea mental, especialmente durante el periodo del feedback. Esta característica supone una gran ventaja con respecto a los paradigmas convencionales, donde el sujeto desconoce el tiempo que le queda hasta el inicio del feedback.

Los sujetos sometidos a esta evaluación y que han logrado cierto control sobre sus señales EEG consiguen disminuir progresivamente los porcentajes de error logrando los mínimos valores dentro del periodo del feedback (4.25 s – 8 s). La mayoría de las curvas de error presentan gran estabilidad y, en muchas ocasiones, las sesiones con feedback han resultado más fructuosas que las sesiones sin feedback. Ninguna de estas características fue observada de manera tan evidente en ninguno de los sujetos sometidos al paradigma del *Graz BCI*. Una causa de esto podría ser que los sujetos que han participado con el nuevo paradigma se sientan involucrados e inmersos en la tarea de esquivar el charco, siendo motivados a lo largo de todo el periodo del feedback por controlar el coche.

Por lo general, el feedback ha sido valorado positivamente, y al igual que ocurría en las anteriores evaluaciones, las sesiones con feedback son preferidas con respecto a las sesiones sin feedback.

Sin lugar a duda las mejoras obtenidas son apreciables, sin embargo, como efecto negativo parece que el uso de las gafas (HMD) produce un mayor cansancio en la vista y hace las sesiones un poco más molestas. En este sentido, sería interesante hacer uso de otras gafas más cómodas, que ejercieran menos presión en la frente y produjeran menos calor, sin embargo, es necesario recordar que el uso de este dispositivo estaba destinado principalmente a aislar el sujeto del exterior. Tras analizar todos los resultados, cabe suponer que el éxito del experimento sea debido a la interfaz desarrollada, pudiendo ésta influir en el estado de motivación de los sujetos, y no al uso de las gafas, que si bien es cierto han contribuido a la obtención de estos resultados, se plantea la duda de que realmente sean necesarias. En efecto, una solución alternativa e interesante a evaluar sería someter a los sujetos a los mismos experimentos pero haciendo uso de una pantalla gigante como dispositivo de salida. Para evitar interferencias que pudieran perturbar a los sujetos, éstos estarían aislados en una habitación.

En definitiva, el uso de la realidad virtual no es más que un medio para lograr un fin concreto que es, el de obtener una interfaz con una apariencia más natural y familiar y que además incremente la sensación de presencia, entendiendo por ésta como la sensación que experimentan los usuarios de estar “dentro” del entorno virtual. Una interfaz con estas características puede lograr una mayor y más rápida adaptación del sujeto al paradigma de entrenamiento. En el caso concreto del control del vehículo para evitar obstáculos, esto es un hecho muy cotidiano y prácticamente innato para todos los sujetos y, en cualquier caso, mucho más intuitivo que el controlar la extensión de una barra.

Finalmente, de cara a que la interfaz resulte más entretenida aún, sería también interesante que los escenarios fueran diferentes y mezclados, como por ejemplo, evitar la colisión contra un muro, troncos en la carretera, o alcanzar una rampa que hiciera saltar al coche, escenarios que si bien no han sido evaluados, sí han sido desarrollados e incorporados en la herramienta en cuestión [Ron05].

Capítulo 7

Conclusiones y líneas futuras

7.1 Conclusiones

Las conclusiones más relevantes de esta tesis, que se pueden considerar como aportaciones al problema de la retroalimentación en el entrenamiento de los sistemas BCI, se pueden resumir en los siguientes puntos:

- Se ha llevado a cabo un estudio del estado de la técnica de los sistemas BCI.
Del estudio del estado de la técnica se deduce que la mayoría de las investigaciones sobre los BCIs se han centrado en el procesado de la señal, dejando en segundo lugar el estudio de las técnicas de entrenamiento y, muy especialmente, las técnicas de biofeedback. Además, muchos de los trabajos hacen uso de sujetos ya experimentados, por lo que aspectos tales como la curva de aprendizaje o el porcentaje de abandonos no han sido estudiados, o al menos, dados a conocer. Las pocas contribuciones científicas que sí abordan el problema suelen basar sus conclusiones en los porcentajes de acierto en la clasificación, y no en los efectos psicológicos que pueda producir el feedback sobre los sujetos. Recientemente, para mejorar la motivación y concentración del sujeto, se ha propuesto el uso de interfaces de usuario avanzados basados en técnicas de realidad virtual, aunque con resultados muy preliminares.
- Se ha implementado un banco de pruebas de sistemas BCI.
Se han implementado dos diferentes prototipos de sistema BCI sobre un único banco de pruebas que permite estudiar las prestaciones de estos sistemas y hacer estudios comparativos. De uno de los prototipos se han obtenido dos configuraciones diferentes, por lo que se puede decir que se han implementado tres sistemas BCI.
 - 1- Implementación de uno de los prototipos de sistema BCI desarrollado en la Universidad de Tecnología de Graz y que se identificará con el nombre de *Graz BCI*. Dicho sistema se basa en proporcionar un feedback continuo en forma de barra con un protocolo de entrenamiento que discrimina entre dos imágenes motoras: imaginación de movimientos de la mano derecha e imaginación de movimientos de la mano izquierda .

- 2- Implementación de un sistema de *Graz BCI* modificado que permite mejorar el entrenamiento con sujetos no experimentados. En este sistema se sustituye el estado mental correspondiente a la imaginación de movimientos de la mano izquierda por el estado de reposo.
- 3- Implementación de un sistema BCI basado en técnicas de realidad virtual que “mapea” el feedback básico del *Graz BCI* en un entorno virtual 3D con cierto grado de inmersión.

- Se ha propuesto una metodología de evaluación.

El estudio realizado en este trabajo ha hecho necesario proponer una metodología de evaluación, tanto para el desarrollo de las pruebas por parte de los sujetos como para el tratamiento off-line de toda la información registrada.

- Sobre el *Graz BCI* se ha constatado la importancia de evaluar, además de los porcentajes de error, los factores psicológicos de los sujetos.

La evaluación del *Graz BCI* fue el primer estudio que se llevó a cabo. En él se ha podido concluir que evaluar las curvas de porcentajes de error en la clasificación permite obtener conclusiones muy interesantes en cuanto al efecto que produce el feedback sobre los sujetos, sin embargo, los resultados obtenidos prueban la importancia que tiene evaluar además, otros parámetros distintos, y muy especialmente, las opiniones de los sujetos.

- Los estados mentales propuestos por el protocolo de entrenamiento del *Graz BCI* no son adecuados para sujetos no experimentados.

Los protocolos de entrenamiento no deben ser impuestos al azar, al contrario, en muchos casos, éstos deben adaptarse al sujeto para que sean eficaces, siendo conveniente incrementar el número de sesiones sin feedback hasta asegurar unos adecuados pesos para el clasificador. En este estudio se ha comprobado que la discriminación entre estas dos tareas mentales no es nada factible para sujetos no experimentados. Esto es un serio problema que puede llevar al desánimo y al abandono en el proceso de entrenamiento de algunos sujetos.

- En el *Graz BCI*, los sujetos no entrenados podrían discriminar mejor si uno de los estados fuera el de reposo.

Al someter los sujetos al protocolo de entrenamiento propuesto por el *Graz BCI*, se observó que la mayoría de éstos podrían discriminar de manera más eficaz entre un estado de reposo y otro correspondiente a una imagen motora. Esta fue la razón de desarrollar un sistema de *Graz BCI* modificado que se adaptara a estos nuevos estados mentales.

- El *Graz BCI* modificado mejora los porcentajes de error.

Los resultados obtenidos con el *Graz BCI* modificado muestran que es más eficiente iniciar el entrenamiento con sujetos no experimentados a través de tareas sencillas de discriminar, siendo las escogidas en este estudio una elección acertada. Con dichas tareas se incrementa el número de sujetos que consiguen cierto control de sus señales EEG, obteniéndose al mismo tiempo unos mejores porcentajes de error. Además, a través de los resultados de los cuestionarios se puede deducir que discriminar entre estas dos tareas mentales produce una mayor satisfacción para los sujetos.

- El feedback proporcionado por el *Graz BCI* no parece mejorar la concentración del sujeto y puede provocar, en algunos casos, un aburrimiento que desemboque en una falta de motivación.

En cuanto al feedback en forma de barra proporcionado por el *Graz BCI*, las curvas de porcentajes de error obtenidas muestran que éste no parece facilitar la tarea de mantener la concentración del sujeto. Las opiniones de éstos han dejado claro que el feedback resulta imprescindible, haciendo las sesiones más atractivas e interesantes; sin embargo, para algunos, a medida que avanzan las sesiones, el feedback se le hace cada vez más monótono llegando al aburrimiento y a la desmotivación.

- El nuevo sistema BCI basado en realidad virtual pretende mejorar la motivación y la concentración del sujeto produciendo una inmersión física y mental de éste en la tarea que debe llevar a cabo.

En este nuevo BCI se ha procurado crear, mediante técnicas básicas en realidad virtual, un inmersión tanto física como mental que favorezca la sensación de presencia y, en consecuencia, ésta ayude a mejorar la motivación y concentración del sujeto. Para ello, se ha optado por involucrar a los sujetos en un entorno natural, familiar y fuertemente interactivo como es el control de un vehículo para evitar una serie de obstáculos.

- El BCI basado en realidad virtual altera el comportamiento del sujeto durante el periodo del feedback consiguiendo un mejor control.

Por lo general, los sujetos consiguen disminuir progresivamente los porcentajes de error a medida que transcurre el periodo del feedback. La mayoría de las curvas de error presentan gran estabilidad, y en muchas ocasiones, las sesiones con feedback han resultado más fructuosas que las sesiones sin feedback. Ninguna de estas características fue observada de manera tan evidente en ninguno de los sujetos sometidos al paradigma del *Graz BCI*.

- El BCI basado en realidad virtual proporciona información visual sobre la temporización de las pruebas.

Una diferencia importante entre el sistema del *Graz BCI* y el nuevo sistema desarrollado es, que este último proporciona a los sujetos una referencia visual de la temporización del paradigma de entrenamiento. Dicha información permite que el sujeto pueda controlar el cuándo y con qué intensidad debe llevar a cabo la actividad mental en todo momento.

- Algunas técnicas de realidad virtual pueden resultar contraproducentes.

La valoración de los cuestionarios permite deducir que el uso de los cascos de realidad virtual hace las sesiones algo más molestas y como es lógico, produce un mayor cansancio a la vista. La visión estereoscópica no se utilizó porque produce una fatiga visual inadmisibles para este tipo de interfaces donde la tarea requiere mucha concentración durante un largo periodo de tiempo.

7.2 Líneas de investigación futuras

El propio trabajo desarrollado en esta tesis ha obligado a dejar muchas cuestiones que deben ser evaluadas en futuras investigaciones y que por causas de disponibilidad han sido imposibles de tratar. A continuación se enumeran las que se consideran más interesantes.

- Evaluación con mayor número de sujetos.

Sin lugar a duda, la más importante de estas cuestiones podría ser la evaluación de la investigación llevada a cabo en este estudio empleando un mayor número de sujetos. En el campo de los BCIs, y en especial en relación a las técnicas de entrenamiento, ya se ha visto que esto último supone un gran problema, siendo la principal causa los recursos exigidos para llevar a cabo estas evaluaciones. A pesar de ello, si se quiere seguir avanzando en el progreso de estos sistemas, este esfuerzo parece necesario, permitiendo reducir la dispersión obtenida en los resultados y obtener conclusiones más significativas. Del mismo modo, no hay que olvidar que unos de los destinatarios de estos sistemas son sujetos que sufren importantes discapacidades motoras. Por ello, también sería muy recomendable realizar dicha evaluación sobre sujetos con estas características.

- Estudio de otras señales fisiológicas.

En la primera fase de evaluación se observó que la actividad electrodermal tenía un efecto diferente durante el periodo del feedback en las sesiones con y sin feedback. Sería interesante seguir investigando sobre esto último, pues si bien es cierto que dicho efecto puede ser debido a la propia estimulación visual del feedback, también es posible que mantenga cierta relación con el nivel de atención del sujeto. En este sentido, sería una ventaja disponer de una señal que avise a los sujetos, y en tiempo real, de una posible falta de atención. Así mismo, se ha planteado la posibilidad de estudiar con más detalle el electrocardiograma y asociar posibles estados que pudieran influir en el proceso de aprendizaje.

- Estudio de nuevos protocolos de entrenamiento.

Existe una infinidad de parámetros a tener en cuenta a la hora de establecer un adecuado protocolo de entrenamiento, pero uno de los que más repercusión puede tener es el tipo de feedback empleado. En este estudio se ha hecho uso de un feedback continuo, sin embargo, los resultados obtenidos sugieren que sus efectos pueden depender de los sujetos, siendo a veces más beneficioso hacer uso de un feedback discreto y retardado, tal y como sugiere [McFa98]. En este sentido sería interesante estudiar con más profundidad los efectos del feedback y no optar, por defecto, por el uso de un feedback continuo. Para ello, la nueva interfaz desarrollada permite diferentes opciones en la configuración del feedback, cubriendo una amplia gama de situaciones que con seguridad aportarían resultados muy interesantes en la investigación relacionada con el entrenamiento de estos sistemas.

- Estudio de interfaces más inmersivos.

Sería interesante utilizar otros sistemas y periféricos de realidad virtual. De hecho queda pendiente evaluar una alternativa a las gafas de realidad virtual que se mostraron inadecuadas.

Las propuestas que se han descrito no son más que una mínima contribución a las posibles mejoras que se pueden llevar a cabo para incrementar las prestaciones de un sistema BCI, sin embargo, no hay que olvidar que estos sistemas aún están en una fase de arranque y su evolución está condicionada por múltiples factores. En cierto modo, el futuro de estos sistemas radica en la solución de un problema interdisciplinar en el que se incluye el estudio de la señal EEG, mejora de algoritmos de procesado y de clasificación, identificación y eliminación de artefactos tales como el EOG y el EMG, técnicas de entrenamiento, y un largo etcétera que obliga a que la evolución de estos sistemas se haga de manera pausada.

Apéndice A

Descripción del procesado off-line realizado sobre las señales EEG

En este apéndice se pretende detallar el procedimiento seguido en cada uno de los 4 pasos que forman el procesado off-line de las señales EEG.

A.1 Determinación de la banda de frecuencia reactiva

En el procesado de las señales EEG, existen numerosos algoritmos basados en el filtrado previo de estas señales en una determinada banda de frecuencia, siendo muy importante seleccionar correctamente las frecuencias de corte inferior y superior de esta banda de interés. En la actualidad, existen varios métodos que permiten obtener dichas frecuencias de corte (ver [Pfur99b]), siendo el empleado en este estudio el que se describe a continuación.

Dicho método se basa en comparar dos espectros de potencia obtenidos para dos diferentes intervalos de tiempo de un segundo de duración, y sobre un conjunto de trazas EEG. Uno de los espectros se calcula para el periodo de referencia, situado un tiempo antes de que ocurra un evento. El otro de los espectros se calcula para el periodo activo, en el que se provoca, de algún modo, un cambio intencionado sobre las señales EEG. La diferencia entre estos dos espectros de potencia puede ser usada para determinar la banda de frecuencia reactiva, la cual mostrará un incremento o decremento de potencia en el periodo activo con respecto al periodo de referencia.

La aplicación *g.Bsanalyze* [Gbsa] hace uso de la FFT para calcular el espectro de potencia; y lo hace para cada una de las trazas y para cada intervalo definido. Como resultado, muestra una gráfica que presenta dos curvas de espectro, una para cada intervalo, que son a su vez resultado de promediar entre todos los espectros obtenidos

Apéndice A

para cada una de las trazas¹ en los correspondientes intervalos. Los datos requeridos por el programa son principalmente: el tamaño de los intervalos a analizar, el instante de inicio del periodo de referencia, el instante de inicio del periodo activo y el conjunto de trazas.

A continuación, se muestra un ejemplo de análisis para determinar una banda de frecuencia reactiva a partir de las curvas de salida presentadas por la aplicación *g.Bsanalyze*. Dicho ejemplo corresponde a un caso de análisis real de los que se han llevado a cabo en esta tesis.

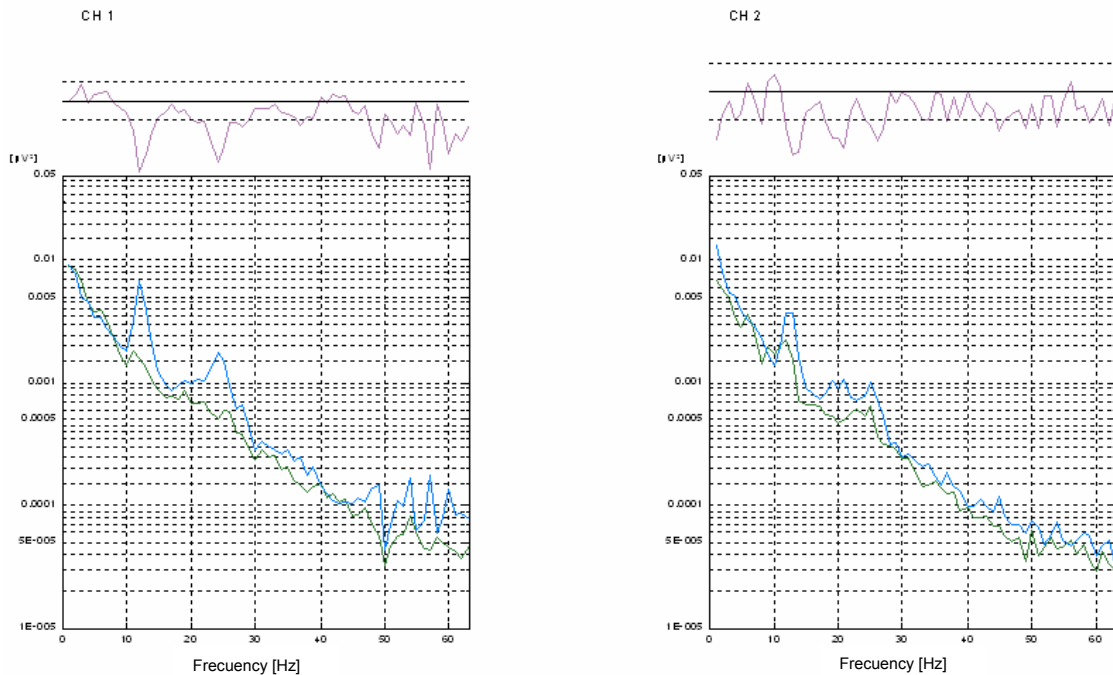


Figura A-1: Gráficas de salida presentadas por la aplicación *g.Bsanalyze* para la determinación de la banda de frecuencia reactiva.

Como se puede observar en cualquiera de las dos gráficas presentadas en la figura A-1, en el eje *y* se representa el espectro de potencia en μV^2 y en el eje *x*, el rango de frecuencias en Hz. En la parte superior de dichas gráficas se muestran unas curvas que expresan el intervalo de confianza de la diferencia entre los dos espectros de potencia. Tal y como se describe en la aplicación, si la diferencia entre los dos espectros es significativa (intervalo de confianza del 95%), dicha curva cruzará la línea de puntos,

¹ En este apéndice, al hablar de trazas se hace referencia a las dos señales EEG registradas a lo largo de todo el periodo de una prueba. Para este caso concreto de determinación de la banda de frecuencia reactiva, la aplicación *g.Bsanalyze* mostrará una gráfica de curvas para cada uno de los dos canales registrados.

siendo éste, el criterio que se propone en [Pfur99b] para determinar la banda de frecuencia reactiva.

En el ejemplo de la figura A-1, las dos gráficas que aparecen corresponden a los dos canales EEG registrados (CH1 y CH2 corresponden a los canales centrados en torno a las posiciones C3 y C4 respectivamente). La curva en azul representa el espectro de potencia estimado en el periodo de referencia y la curva verde en el periodo activo. Dichas curvas muestran cómo para los dos canales, y muy especialmente para CH1, se producen en algunas bandas de frecuencia, decrementos de potencia de la señal durante el periodo activo con respecto al periodo de referencia. Según el criterio del intervalo de confianza del 95% citado anteriormente, se podría intuir que existen dos bandas de frecuencia reactiva: una, comprendida aproximadamente entre 10 y 14 Hz y la otra, entre 23 y 27 Hz.

Es de resaltar que el procedimiento final para determinar las bandas de frecuencia reactiva es visual, por lo que se debe ser muy cuidadoso a la hora de determinar los márgenes. En algunos casos, la diferencia de espectro de potencia obtenida entre los dos intervalos no es tan clara como la que se muestra en este ejemplo, no superándose el umbral del intervalo de confiabilidad del 95%. En estos casos, se debe ser mucho más cuidadoso, siendo necesario ajustar la banda tras comprobar el resultado de las curvas de ERD/ERS que se van obteniendo.

En cuanto a las trazas EEG a incluir en el análisis, por lo general se consideran todas las registradas a lo largo de la sesión de entrenamiento², sin embargo, si las curvas de espectro de potencia obtenidas no permiten determinar con claridad la banda de frecuencia reactiva resultante, se opta por incluir sólo trazas pertenecientes a una misma clase.

A.2 Cómputo de las curvas de ERD/ERS

Según [Pfur99b], el mínimo número de trazas requerido para calcular el ERD/ERS debe ser de 30. El clásico método para ello consiste en obtener una potencia media en una banda de frecuencia, y consta de los siguientes pasos : i) filtrado de las trazas en la banda de frecuencia de interés (banda de frecuencia reactiva), ii) cómputo del cuadrado de cada muestra con el fin de obtener valores de potencia y iii) promediado entre todas las trazas.

De esta manera, el cálculo de esta potencia media podría venir determinado por la siguiente ecuación:

$$\bar{P}_{(j)} = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^{i=N} x_{f(i,j)}^2$$

donde N representa el número de trazas y $x_{f(i,j)}$ la muestra j de la traza i previamente filtrada en la banda de interés. En algunos casos y para minimizar cálculos, la longitud

² En una sesión de entrenamiento se registra un total de 160 trazas como consecuencia de las 160 pruebas a las que son sometidos los sujetos.

Apéndice A

de $\bar{P}_{(j)}$ se suele reducir promediando entre muestras consecutivas de una ventana de un determinado tamaño (típicamente ventanas de 125 milisegundos).

A partir de entonces, el ERD/ERS se define como el porcentaje de potencia en cada instante muestreado, relativo a una potencia media en un intervalo de referencia, calculándose de la siguiente manera:

$$ERD_{(j)} = \frac{\bar{P}_{(j)} - R}{R} \times 100\%$$

con

$$R = \frac{1}{k} \sum_{j=no}^{no+k} \bar{P}_{(j)}$$

donde R es la potencia media en el periodo de referencia, el cual contiene k muestras y se inicia en la muestra no .

Los datos principales requeridos por la aplicación *g.Bsanalyze* para computar las curvas de ERD/ERS son: el filtrado a aplicar sobre las trazas (tipo y frecuencias de corte), el instante de inicio y final del periodo de referencia, el tamaño de ventana en caso de promediar entre varias muestras consecutivas y reducir el número de muestras de $\bar{P}_{(j)}$ y finalmente, el conjunto de trazas sobre las cuales se va a realizar el cómputo (lo normal es que todas las trazas pertenezcan a una misma clase).

En la figura A-2 se muestra un ejemplo de las curvas de ERD/ERS obtenidas a través de la aplicación y sobre las trazas EEG correspondientes al ejemplo mostrado en el paso 1 (ver apartado anterior). La banda de frecuencia seleccionada ha sido la correspondiente a la banda entre 10 y 14 Hz. El cómputo se ha realizado sobre todas las trazas de una misma clase, en las que el evento se producía en el instante 2 s y a partir del cual, el sujeto debía imaginar continuos movimientos de la mano derecha.

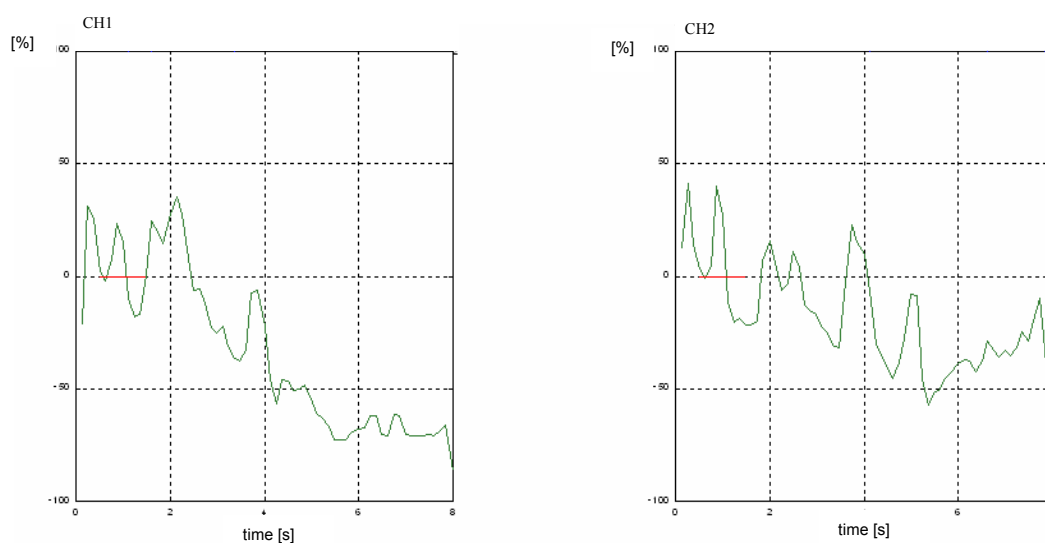


Figura A-2: Curvas de ERD/ERS presentadas por la aplicación *g.Bsanalyze*.

En el eje y se representa en tantos por ciento, los cambios de potencia con respecto a la potencia media en el intervalo de referencia, el cual viene indicado a través de una línea roja ($t = 0.5$ s a $t = 1.5$ s). En eje x , se muestra el tiempo en segundos.

En el ejemplo de la figura A-2, las dos curvas pertenecen a cada uno de los canales EEG registrados. Concretamente, en el canal CH1 (centrado en el hemisferio izquierdo) se observa una importante desincronización desde el segundo 3 hasta el segundo 8, como consecuencia de la actividad mental llevada a cabo por el sujeto.

A.3 Cálculo de la potencia

La extracción de características de las señales EEG consiste en estimar la potencia de cada una de las trazas en una determinada banda de frecuencia. Dicha estimación consta de los siguientes pasos: i) filtrado de la traza en cuestión en la banda de frecuencia de interés (banda de frecuencia reactiva), ii) cómputo del cuadrado de cada una de las muestras y iii) estimación de la potencia en cada muestra promediando entre muestras consecutivas de acuerdo a la longitud de una ventana (l).

Los datos requeridos por la aplicación *g.Bsanalyze* para el cómputo de la potencia de las trazas son: el filtrado a aplicar sobre las trazas (tipo y frecuencias de corte), el tamaño de la ventana (l) y las trazas. La estimación de potencia se hace para cada una de las muestras que forman la traza, y para una muestra j , la potencia es calculada considerando todas las muestras que se incluyen desde la muestra $j-l$ hasta la muestra j .

A.4 Obtención de las curvas de error y pesos del clasificador

Tanto las curvas de error como los pesos del clasificador se obtienen a través de un análisis discriminante lineal (LDA). Antes de detallar de qué manera la aplicación *g.Bsanalyze* obtiene estos parámetros, se va a describir en qué consiste dicho algoritmo.

a) Análisis discriminante lineal (LDA).

El análisis discriminante es una técnica estadística que permite identificar las características que diferencian a dos o más grupos, y a crear una función capaz de distinguir con la mayor precisión posible a los miembros de uno u otro grupo a partir de la información suministrada por un conjunto de variables. La pertenencia a los grupos es, por tanto, la variable dependiente, y a las variables de las que se supone que se diferencian los grupos son variables independientes o clasificadoras.

El objetivo del análisis discriminante es encontrar una combinación de las variables independientes que mejor permita diferenciar (discriminar) a los grupos. Una

vez encontrada esa combinación (conocida como función discriminante), ésta podrá ser utilizada para clasificar nuevas muestras.

En el caso de clasificar entre dos grupos diferentes ($C1$ y $C2$), se puede definir la función discriminante $y(\mathbf{x})$ tal que el vector \mathbf{x} , de d variables independientes, sea asignado al grupo $C1$ si $y(\mathbf{x}) > 0$ o al grupo $C2$ si $y(\mathbf{x}) < 0$. La elección más sencilla de función discriminante es aquella que sea combinación lineal de las variables independientes (es lo que se conoce como función discriminante lineal, y a la técnica que la obtiene como análisis discriminante lineal), pudiéndose escribir por lo tanto como:

$$y(\mathbf{x}) = \mathbf{w}^T \cdot \mathbf{x} + w_0$$

siendo \mathbf{w} el vector de peso de dimensiones d y w_0 un offset. Si se particulariza para vectores de entrada de 2 variables independientes (x_1, x_2), el límite de decisión viene representado por una recta en el que \mathbf{w} y w_0 determinan su orientación y posición en el plano respectivamente, tal y como se muestra en la siguiente figura.

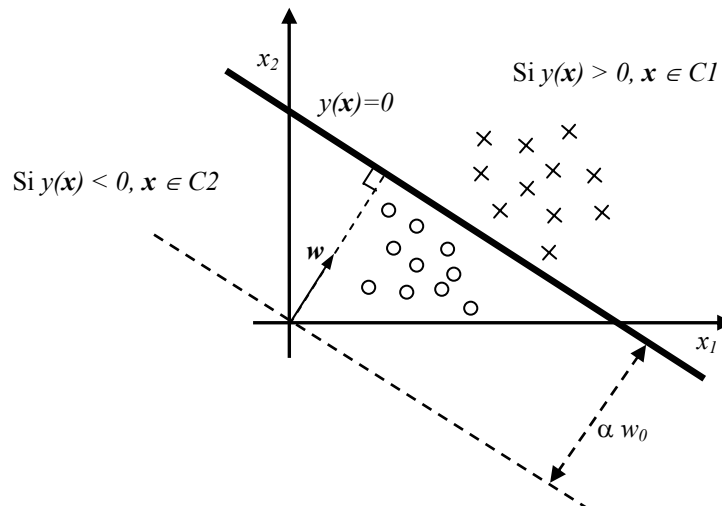


Figura A-3: Regiones de decisión en el plano.

Al aplicar la función discriminante lineal a un vector de entrada \mathbf{x} de dimensiones d , se está proyectando dicho vector hacia un valor $y(\mathbf{x})$ de una sola dimensión. Esta reducción de la dimensionalidad del dato de entrada es lo que permite facilitar la clasificación, sin embargo, tiene la consecuencia de producir pérdida de información de tal manera que, grupos que estén claramente separados en su original espacio de dimensiones d , pueden verse extremadamente solapados en una sola dimensión. Este concepto puede verse claramente reflejado en la figura A-4, que representa la proyección sobre los ejes x_2 y x_1 de dos grupos ($C1$ y $C2$).

³ En toda esta descripción, cuando una variable haga referencia a un vector, ésta se pondrá en negrita.

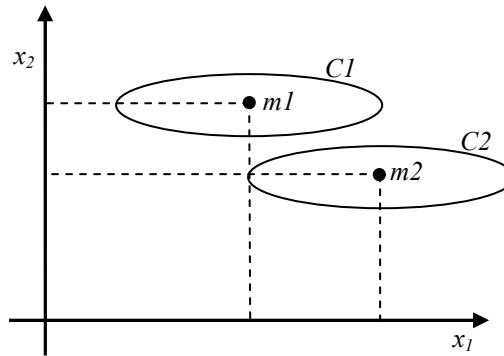


Figura A-4: Proyección de los datos sobre los ejes x_2 y x_1 .

En dicha figura, $\mathbf{m1}$ y $\mathbf{m2}$ representan la media (vector de media) de todos los puntos ($N1$ y $N2$) pertenecientes a los grupos $C1$ y $C2$ respectivamente, y vienen dadas por las siguientes expresiones:

$$\mathbf{m1} = \frac{1}{N1} \sum_{n \in N1} \mathbf{x}_n \quad \mathbf{m2} = \frac{1}{N2} \sum_{n \in N2} \mathbf{x}_n$$

En el plano bidimensional, se observa cómo los dos grupos son claramente distintos, sin embargo, al proyectar los datos sobre el eje x_1 se produce un solapamiento importante entre datos pertenecientes a diferentes grupos.

Para determinar sobre qué eje se deben proyectar los datos con el fin de garantizar una mayor separación entre grupos, un buen criterio es seleccionar dicho eje de forma que maximice la separación entre las proyecciones de las respectivas medias ($\mathbf{m1}$ y $\mathbf{m2}$). De acuerdo a este criterio, en la figura A-4 se puede comprobar que al proyectar los datos sobre el eje x_1 , se consigue una mayor separación entre las proyecciones de las medias en comparación a la separación que se obtiene si se proyectan los datos sobre el eje x_2 . Sin embargo, en este último caso, la separación entre los datos proyectados es mucho mayor que la que se obtiene si se proyectan sobre el eje x_1 , en el que se ha visto que se producía un solapamiento.

La función discriminante de Fisher [Bish95] propone una solución para garantizar la máxima diferencia cuando los datos se van a proyectar sobre \mathbf{w} . Ésta consiste en maximizar una función que representa la diferencia entre las medias proyectadas de cada grupo, normalizada por una medida de la dispersión de los grupos.

El resultado de aplicar este criterio hace que el vector de peso \mathbf{w} y el offset w_0 se obtengan de la siguiente manera [Schl01]:

$$\mathbf{w} = \mathbf{C}^{-1} \cdot (\mathbf{m2} - \mathbf{m1})^T$$

$$w_0 = -\mathbf{m} \cdot \mathbf{w}$$

donde \mathbf{m} representa el vector media entre todos los datos

$$\mathbf{m} = (N1 \cdot \mathbf{m1} + N2 \cdot \mathbf{m2}) / (N1 + N2)$$

y C representa la matriz de covarianza dentro de los grupos, expresándose como:

$$C = \left[\sum_{n \in C1} (x_1 - m1)(x_1 - m1)^T + \sum_{n \in C2} (x_2 - m2)(x_2 - m2)^T \right] \cdot \frac{1}{2}$$

b) *Cómputo de las curvas de error y obtención de los pesos del clasificador.*

Una vez finalizada una sesión de entrenamiento, se dispone de un conjunto de trazas pertenecientes a la ejecución de dos tareas mentales diferentes llevadas a cabo por un sujeto. Cada una de esas trazas corresponde realmente a las dos señales EEG de los dos canales registrados.

Con el fin de analizar la habilidad adquirida por el sujeto durante la sesión, se pretende obtener una curva de la tasa de error a lo largo del periodo de la prueba como resultado de clasificar las muestras registradas a través de un análisis discriminante lineal. Esto corresponde a un claro ejemplo de clasificación entre dos grupos (las dos diferentes tareas mentales que se pretenden discriminar), teniendo cada una de las muestras dos variables independientes, que no son más que los valores de potencia obtenidos para los dos canales EEG.

El procedimiento concreto que se ha seguido para obtener la curva de la tasa de error es el que se propone en [Guge01] y [Guge03]. Éste consiste en escoger diferentes instantes de tiempo a lo largo del periodo de la prueba. Para cada uno de esos tiempos, se emplea una estrategia de validación cruzada, *10X10-fold cross validation*, para el aprendizaje del clasificador. El *10X10-fold cross validation* es una técnica que consiste en distribuir aleatoriamente las muestras de entrada y dividir las en 10 partes iguales. Cada una de esas particiones es usada para testear el clasificador y las otras nueve para el entrenamiento (es decir para obtener la función discriminante). Como resultado de esto se obtienen 10 curvas de error, las cuales son promediadas obteniendo la curva de la tasa de error correspondiente a aplicar una estrategia de *10-fold cross validation*. Con el fin de mejorar la estimación de la tasa de error, este procedimiento es repetido otras 10 veces, y de nuevo todas las tasas de error son promediadas obteniendo finalmente la curva de la tasa de error correspondiente a la sesión de entrenamiento.

En el caso de la aplicación *g.Bsanalyze*, los datos requeridos para obtener la curva de la tasa de error son, básicamente: 1) las muestras de entrada para cada una de las dos clases o grupos (dichas muestras son las potencias estimadas para cada traza), y 2) los parámetros temporales para determinar los instantes de tiempo en los que se va a llevar a cabo la clasificación (instante de inicio e instante final del análisis, y el intervalo de tiempo de la clasificación).

En la figura A-5 se muestra un ejemplo correspondiente a uno de los análisis realizado en este estudio.

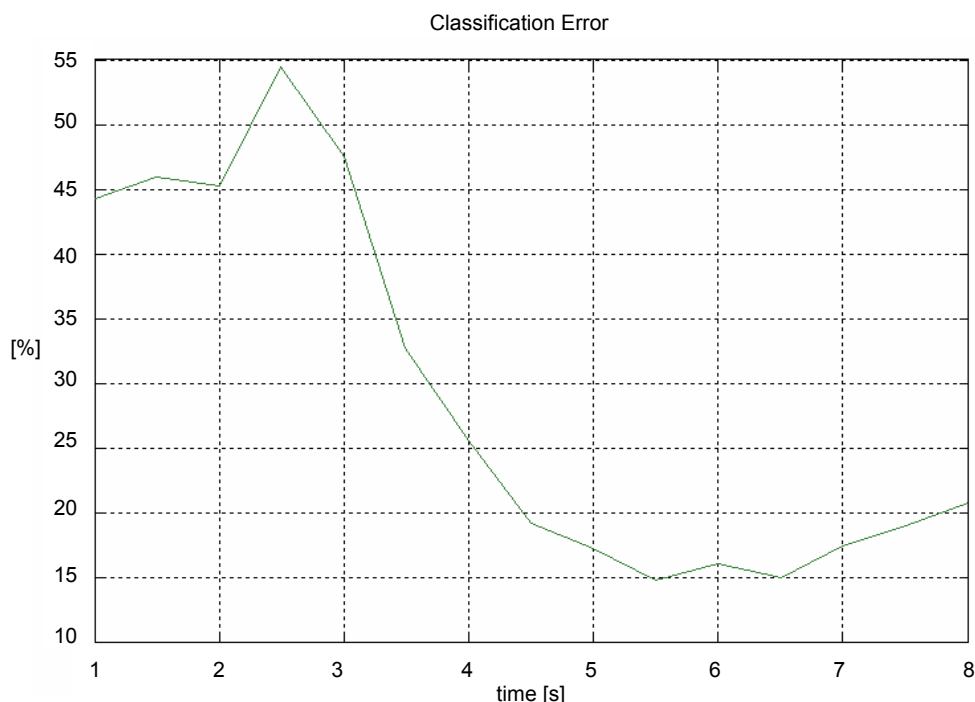


Figura A-5: Curva de la tasa de error resultante tras la realización de una sesión de entrenamiento.

En el eje x se representa el tiempo en segundos y en el eje y , los porcentajes de error. En dicho ejemplo el análisis dio comienzo en el instante 1 s, finalizó en el instante 8 s, y el intervalo de clasificación escogido fue de 0.5 segundos, obteniendo 15 valores diferentes de porcentajes de error. Se observa cómo durante los primeros segundos, los porcentajes de error oscilan en torno al 50%, siendo esto debido a que durante este periodo de tiempo, el sujeto aún desconoce la tarea mental que debe llevar a cabo, por lo que las muestras de entrada se distribuyen aleatoriamente entre las dos clases. A partir del instante 3 s, se observa una clara disminución del error resultante como consecuencia del control por parte del sujeto a la hora de generar diferentes patrones EEG en función de las diferentes tareas mentales llevadas a cabo.

Una vez estimada la curva de error, puede ser necesario adquirir los pesos del clasificador (w y w_0) para las siguientes sesiones con feedback. Para ello, el criterio optado en [Guge01] y [Guge03] consiste en escoger el instante de tiempo en el que la curva de error estimada alcance su valor mínimo. Entonces, se calculan los pesos del clasificador considerando sólo las muestras de entrada en el instante escogido.

A través de la aplicación *g.Bsanalyze*, el vector de peso se obtiene tras entrenar de nuevo el clasificador para los diferentes instantes de tiempo. En este caso, dicho entrenamiento se realiza con el 50% de las muestras de entrada, dejando el 50% restante para testear el clasificador (y obtener unos resultados de la clasificación en forma de curva de tasa de error). De todos los vectores de peso resultantes, se escoge el correspondiente al instante de tiempo seleccionado anteriormente y reflejado en el párrafo anterior.

En el ejemplo de la figura A-5, se observa que el mínimo porcentaje de error se obtiene en $t = 5.5$ s, alcanzando un valor de algo menos del 15% de error, siendo éste el

Apéndice A

instante elegido a la hora de escoger los pesos finales. Tras aplicar la opción de la aplicación *g.Bsanalyze* para obtener los pesos del clasificador sobre las trazas correspondientes a dicho ejemplo, se abre una ventana con la siguiente información:

Classification Method: Linear Discriminant Analysis

Training- and testdata option: 50:50

class 1: DER

class 2: IZQ

Total Nr. of Trials: 160

Trials per selected Class: 80

Second/Sample/Mean Error/Std/[Error]

1.0	128.0	52.5	0.0
1.5	192.0	45.0	0.0
2.0	256.0	50.0	0.0
2.5	320.0	56.3	0.0
3.0	384.0	46.3	0.0
3.5	448.0	38.8	0.0
4.0	512.0	27.5	0.0
4.5	576.0	17.5	0.0
5.0	640.0	13.8	0.0
5.5	704.0	15.0	0.0
6.0	768.0	13.8	0.0
6.5	832.0	16.3	0.0
7.0	896.0	15.0	0.0
7.5	960.0	26.3	0.0
8.0	1024.0	15.0	0.0

Bias and Weights:

Bias	WV Par 1	WV Par 2
-0.175066	13.317627	9.412534
0.142326	-26.710135	27.289459
-0.137739	2.954719	15.845203
-0.094615	6.078819	4.384891
0.131804	-0.089702	-20.373163
0.193005	-2.488667	-11.982759
0.702689	-18.785725	-11.346672
0.698789	-11.679684	-7.821358
0.933076	-6.494908	-14.585543
1.261235	-11.128397	-15.657579
0.954182	-9.332868	-14.963261
1.111710	-18.214356	-13.418368
0.848753	-10.148522	-13.382593
0.733292	-4.707221	-10.305122
0.501515	-9.750542	-8.836896

El primer grupo de valores corresponde con los resultados de la clasificación (tasas de error resultantes) y el segundo grupo con los pesos obtenidos, ambos para los diferentes intervalos de tiempo. Los pesos resultantes para la generación del clasificador son los correspondientes al instante escogido, es decir $t = 5.5$ s, obteniéndose lo siguiente (para facilitar su localización, los pesos escogidos se muestran en negrita):

$$\mathbf{w} = \begin{bmatrix} -11.128397 \\ -15.657579 \end{bmatrix} \quad \text{y} \quad w_0 = 1.261235$$

de esta manera, la función discriminante que permite generar el feedback es:

$$D = -11.128397 \cdot P^{C3} - 15.657579 \cdot P^{C4} + 1.261235$$

donde P^{C3} y P^{C4} son las dos variables de la muestra de entrada que corresponden a los valores de potencia de cada uno de los canales registrados.

A modo ilustrativo, a continuación se presentan unos ejemplos que permitirán intuir si los pesos escogidos en una determinada sesión, serán o no serán fiables para la clasificación en las siguientes sesiones con feedback. Dichos ejemplos vienen representados en las figuras A-6 y A-7. Cada una de estas figuras representa, para cada una de las 160 trazas, los valores de potencia registrados en cada uno de los canales EEG correspondientes al instante de tiempo escogido para seleccionar los pesos del clasificador, tal y como se ha explicado anteriormente.

En el eje x se representan los valores de potencia correspondientes al hemisferio izquierdo (C3) y en el eje y , los del hemisferio derecho (C4), dando lugar a un punto en la gráfica para cada una de las trazas que han sido procesadas. Los puntos de color rojo (80 puntos) pertenecen a trazas correspondientes a la clase izquierda y los puntos azules, (otros 80 puntos) a trazas correspondientes a la clase derecha. Los dos puntos gruesos representan el valor medio de todos los puntos pertenecientes a una misma clase. La línea azul representa el límite de decisión entre las dos clases y viene dado por los pesos obtenidos.

Con la figura A-6 se pretende reflejar un ejemplo de una sesión de entrenamiento en el que ha sido complicado determinar unos pesos fiables. Dicho ejemplo, corresponde concretamente a las trazas obtenidas en la primera sesión de entrenamiento para el sujeto S1, quien debía discriminar entre imaginación de movimientos de la mano derecha (clase derecha) e imaginación de movimientos de la mano izquierda (clase izquierda).

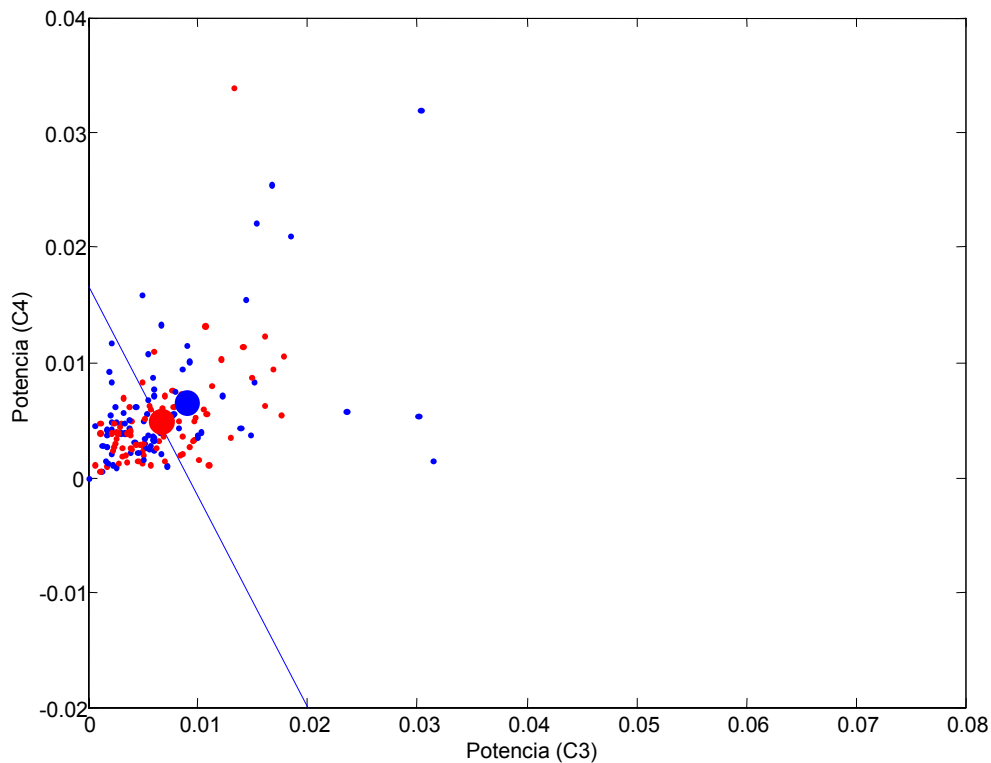


Figura A-6: Distribución de potencias correspondiente a la primera sesión del sujeto S1.

Todos los puntos que caen a la izquierda de la línea azul han sido clasificados como pertenecientes a la clase izquierda y los que caen a la derecha, como pertenecientes a la clase derecha. En esta figura se puede ver claramente cómo los puntos de ambas clases se distribuyen aleatoriamente entre las dos regiones, lo que da a entender que no ha habido control por parte del sujeto y, por lo tanto, ha sido muy difícil establecer regiones de decisión. Al obtener el valor medio de todos los puntos de cada clase (puntos gruesos), se observa cómo dichos valores están muy próximos el uno del otro y a muy poca distancia del límite de decisión, evidenciándose una mala clasificación.

En la figura A-7 se refleja un ejemplo de una sesión de entrenamiento en el que no ha sido difícil determinar unos pesos fiables para el clasificador. Dicho ejemplo corresponde a las trazas obtenidas en la primera sesión para el sujeto S8'', quien debía discriminar entre imaginación de movimientos de la mano derecha (clase derecha) y estado de reposo (clase izquierda).

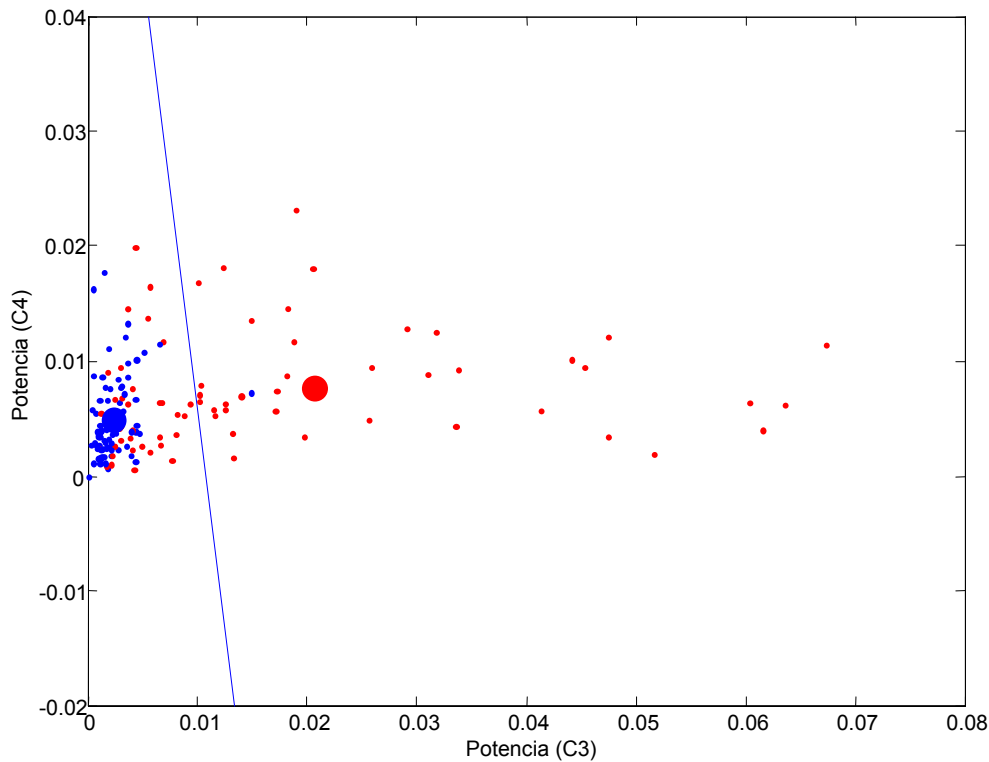


Figura A-7: Distribución de potencias correspondiente a la primera sesión del sujeto S8'.

En este caso, la región de la derecha corresponde a la clase izquierda y la de la izquierda, a la clase derecha. En esta figura se puede comprobar cómo casi todos los puntos pertenecientes a la clase derecha (puntos azules) están concentrados y localizados a la izquierda del límite de decisión. En cuanto a los puntos rojos, éstos se encuentran algo más dispersos debido a la dificultad de mantener estables las señales EEG en el estado de reposo, sin embargo, una gran parte de ellos caen en la región de la derecha. En cuanto a los puntos gruesos, éstos caen claramente dentro de sus zonas correspondientes, y bien separados de la línea limítrofe. En esta ocasión, las trazas registradas en esta sesión han permitido establecer unos pesos fiables para las siguientes sesiones con feedback.

Apéndice B

Descripción del sistema de referencia *Graz BCI*

Este apéndice pretende abarcar varios puntos de interés relacionados con el *Graz BCI*. En primer lugar, se hará un breve repaso a la evolución de este sistema. Seguidamente, se procederá a describir tanto el protocolo como el paradigma de entrenamiento propuesto en [Guge01], siendo estos últimos unos de los que actualmente son utilizados por el grupo de G. Pfurtscheller y por ello, empleados en esta tesis. Finalmente, se describirá brevemente en qué características de las señales EEG se basa dicho sistema para llevar a cabo la discriminación.

B.1 El *Graz BCI*

Los primeros prototipos del *Graz BCI* tenían por finalidad detectar movimientos de las extremidades antes de que éstos se produjeran [Kalc93], [Pfur93], pero pronto evolucionaron a prototipos basados principalmente en la discriminación entre dos tareas mentales, concretamente, entre la imaginación de movimientos de la mano derecha y de la mano izquierda [Pfur97b], [Pfur98], [Preg99]. En trabajos recientes, estos prototipos han sido usados también para discriminar entre imaginación de movimientos de la mano derecha y de ambos pies [Guge03].

En cuanto al tipo de feedback, inicialmente éste era de tipo discreto (véase por ejemplo [Kalc93] y [Pfur98]), y la información que proporcionaba era al final de la prueba sobre la correcta o no correcta clasificación de ésta. Trabajos posteriores [Neup99a], [Guge00], [Guge01] demostraron el beneficio de proporcionar un feedback continuo, destacando la necesidad de adaptar los parámetros del clasificador cada cierto número de sesiones. Actualmente, el paradigma utilizado por el grupo de G. Pfurtscheller en todos sus experimentos se basa en otorgar feedback continuo a través del desplazamiento de una barra.

B.2 Protocolo de referencia seguido en este estudio

En esta tesis se tomará como referencia el protocolo de entrenamiento propuesto en [Guge01], basado en la discriminación entre imaginación de movimientos de la mano derecha e imaginación de movimientos de la mano izquierda. Dicho protocolo consiste en someter a los sujetos a 7 sesiones de entrenamiento, a razón de 3 sesiones por semana, quedando de la siguiente manera:

- Sesión 1 sin feedback. Los datos son usados para establecer los parámetros del clasificador.
- Sesiones 2 y 3 con feedback.
- Sesión 4 sin feedback: Los datos son usados para actualizar los parámetros del clasificador.
- Sesiones 5 y 6 con feedback.
- Sesión 7 con feedback: Los parámetros del clasificador son actualizados con los datos de la sesión 6.

En cada una de estas sesiones, los sujetos, situados a unos 150 cm de un monitor con fondo negro, deben llevar a cabo 4 experimentos de 40 pruebas cada uno de ellos (20 “izquierda” y 20 “derecha”, presentadas de forma aleatoria). El tiempo de descanso entre pruebas consecutivas se distribuye de manera aleatoria dentro del intervalo entre 0.5 y 2.5 segundos, siendo el descanso entre cada uno de los experimentos de 3 minutos. La duración total de una sesión es aproximadamente de una hora, incluyendo la colocación de los electrodos. Cada una de las pruebas tiene una duración de 8 segundos y su temporización puede verse en la figura B-1.

Cada prueba comienza con la aparición de una cruz roja en el centro de la pantalla, seguido de un *beep* sonoro en el instante 2 s. En el instante 3 s y durante 1250 milisegundos, se superpone sobre la cruz una flecha verde apuntando hacia la derecha o

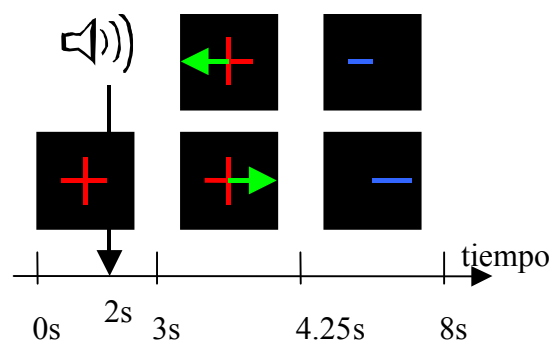


Figura B-1: Temporización de la prueba.

hacia la izquierda. Dependiendo de la dirección de ésta (la cual es presentada de manera aleatoria), al sujeto se le pide imaginar continuos movimientos de la mano derecha o de la mano izquierda. El feedback, que empieza en el instante 4.25 s, consiste en una barra horizontal de color azul que se extiende en mayor o menor medida hacia la derecha o

izquierda, dependiendo del resultado de la clasificación. La duración de dicha barra es de 3.75 segundos, instante en el que finaliza la prueba y vuelve la pantalla en negro hasta el inicio de la siguiente prueba. En el caso de sesiones sin feedback, en el instante 4.25 s la pantalla se pone directamente en negro.

B.3 Características de las señales EEG asociadas a las tareas mentales empleadas por el *Graz BCI*

La discriminación entre las tareas mentales empleadas por el *Graz BCI* tiene su fundamento en la relación existente entre los ritmos mu y beta con los movimientos de las extremidades. Aunque los efectos que se puedan producir pueden depender de los sujetos y del tipo de movimiento concreto, por lo general, estos ritmos se ven afectados de manera diferente antes, durante y después de la ejecución de un movimiento, y también, cuando dichos movimientos son imaginados.

Ejecución de movimientos de las extremidades.

Cuando se realiza un movimiento con una mano o dedo de una mano [Pfur99a], generalmente los efectos que se observan son los siguientes:

- Ritmo mu:
 1. Unos 2 segundos antes de la ejecución del movimiento, se empieza a observar un crecimiento de la desincronización en el hemisferio contralateral¹.
 2. Durante la ejecución, la desincronización afecta a los dos hemisferios.
 3. Posteriormente a dicha ejecución, en ambos hemisferios se observa una ligera recuperación del ritmo, hasta el punto de producirse aproximadamente un segundo después, una leve sincronización.

- Ritmo beta:
 1. Antes de la ejecución del movimiento, se produce una desincronización muy ligera en el hemisferio contralateral.
 2. Durante la ejecución, al igual que en el ritmo mu, la desincronización afecta a los dos hemisferios.
 3. Seguidamente después de la ejecución del movimiento, se observa una rápida recuperación del ritmo y una importante sincronización, sobre todo en el hemisferio contralateral.

Imaginación de movimientos de las extremidades.

Al imaginar un movimiento de alguna de las extremidades, los efectos que se observan son mucho menos importantes en comparación con los que se producían al ejecutar un movimiento. Dichos efectos no tienen por qué observarse en todos

¹ El hemisferio contralateral se refiere al hemisferio opuesto al del lado del cuerpo de cuya extremidad se está haciendo referencia. Por ejemplo, en el caso de la mano izquierda, el hemisferio contralateral sería el derecho. Cuando se hace referencia al hemisferio que está en el mismo lado del cuerpo de la extremidad referenciada, se habla de hemisferio ipsilateral.

los sujetos, y entre los que sí, éstos pueden ser algo diferentes. A pesar de ello, la estrategia mental basada en la imaginación de las extremidades es una de las más utilizadas para el manejo y el control de los sistemas BCI por la particularidad de que suele afectar sólo al hemisferio contralateral. Según [Neup99b], cuando se imagina un movimiento de una de las manos, los efectos que se observan (y observados entre varios sujetos en el trabajo que se cita) son los siguientes:

- Ritmo mu:
 1. Antes de la imaginación del movimiento, no se aprecian cambios significativos de potencia en ninguno de los hemisferios.
 2. Durante la imaginación, se observa desincronización sólo en el hemisferio contralateral.
 3. Posteriormente a la imaginación del movimiento, se aprecia una lenta recuperación del ritmo en el hemisferio contralateral la cual puede durar unos dos segundos, pero no se llega a producir sincronización.

- Ritmo beta:
 1. Al igual que con el ritmo mu, no se observan cambios significativos de potencia en ninguno de los hemisferios antes de la imaginación del movimiento.
 2. Durante la imaginación, se produce una ligera desincronización en el hemisferio contralateral, pero menos importante que la que se produce en el ritmo mu.
 3. Posteriormente a la imaginación del movimiento, se observa una rápida recuperación del ritmo en el hemisferio contralateral seguido de una ligera sincronización.

Los efectos que se acaban de describir de los ritmos mu y beta al imaginar o al realizar un movimiento de alguna de las manos, son los que suelen apreciarse en caso de producirse alguno de estos eventos, sin embargo, estos tipos de respuestas pueden ser totalmente diferentes en otros sujetos. En [Pfur99c] se citan algunos ejemplos de efectos distintos a los descritos, como pueden ser la posible sincronización de la banda mu en el hemisferio contralateral al imaginar movimientos de una mano o de los ritmos mu y beta en torno a las posiciones C3 y C4 como consecuencia de algún tipo de procesado visual.

Apéndice C

Cuestionarios

En este apéndice se recogen los diferentes formularios y cuestionarios que son entregados a los sujetos durante los experimentos.

C.1 Formulario de consentimiento

Dicho formulario se presenta una única vez, y antes de comenzar la fase de entrenamiento.

CONSENTIMIENTO

Don/Doña _____

Participo VOLUNTARIAMENTE en el Trabajo de Investigación del Proyecto INTENTIO para el cual, me tomarán registros psicofisiológicos (señales electroencefalográficas, tasa cardiaca, respuesta electrodermal y electro-oculografía) durante un determinado número de sesiones distribuidas en diferentes días.

Firmo para que conste:

En Málaga a __ de ____ de ____

C.2 Preguntas de carácter general

Las preguntas de carácter general permiten establecer el perfil de los sujetos, y al igual que el formulario de consentimiento, se presentarán únicamente antes de comenzar la fase de entrenamiento.

DATOS PERSONALES

- Nombre:
- Apellidos:
- Sexo:
- Edad:
- Estudios:
- Situación laboral:
- Teléfono:
- Experiencia con ordenador: Si No
 - 1 hora o menos diaria.
 - 2 horas diarias.
 - 3 horas diarias.
 - 4 horas o más. (indica el número:.....)
- Sufres de alguna enfermedad o ataques epilépticos _____

C.3 Cuestionario previo a la sesión

Dicho cuestionario incluirá datos identificativos del sujeto así como algunas preguntas sobre su estado general.

CUESTIONARIO PREVIO A LA SESIÓN

- Fecha:
- Nombre:
- Apellidos:
- Identificación¹:
- Sesión:

- Realización de la prueba: Mañana Tarde
- Subraya si has tomado alguna de las siguientes sustancias en las últimas 24 horas: café, medicamentos, alcohol, drogas (indica cual.....)
- Expectativa previa a la experiencia _____

- Nivel de ansiedad previo a la prueba 0 1 2 3 4 5 6 7 8 9 10

¹ Dato a rellenar por el evaluador para identificar la sesión y el sujeto.

C.4 Cuestionario posterior a la sesión

Dicho cuestionario abarcará de nuevo cuestiones generales sobre el estado del sujeto y muchas otras relacionadas con el feedback y el experimento en general. El cuestionario incluirá preguntas de tipo escalar y preguntas abiertas.

CUESTIONARIO POSTERIOR A LA SESIÓN

Cuestiones generales:

1. Nivel de ansiedad posterior a la prueba	0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
2. ¿Has tenido algún tipo de molestias?	Si	No									
• Dolor de cabeza	0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
• Sensación de mareo	0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
• Alteración de la percepción	0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
• Vista cansada	0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
• Presión en la frente por las gafas ²	0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
• Cansancio, fatiga, pesadez	0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
• Cansado mentalmente	0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
• Molestias por el casco	0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
• Molestias por las otras señales	0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
3- ¿Has podido mantener relajados los músculos?	0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
4- ¿Has podido controlar los parpadeos?	0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
5- Grado de inmersión ²	0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
6- ¿Te ha parecido larga la sesión?	0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
7- ¿Te ha parecido entretenido?	0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
8- ¿Te ha resultado interesante?	0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10

Relacionado con el feedback .

1- El feedback, ¿te ha ayudado y motivado, o por el contrario te ha frustrado e impedido mantener la concentración?

2- ¿Qué te ha parecido el feedback en general? ¿Propones algo más atractivo o entretenido?

² Cuestión sólo reflejada en los cuestionarios cuando el experimento se realiza con el nuevo sistema BCI desarrollado.

3- Al aparecer el feedback, ¿te sentías algo más alterado o impactado³?

Otras consideraciones:

1- ¿Qué te ha parecido fácil y difícil en el experimento?

2- ¿Qué tipo de estrategia mental has llevado a cabo para desplazar el coche⁴?

3- ¿Qué te ha parecido el paradigma de entrenamiento? ¿Qué cambiarías de éste?

4- ¿Has tenido tiempo suficiente para llevar a cabo la tarea mental?

5- ¿Hay algo en general que te haya distraído, perturbado o impedido concentrarte?

6- ¿Cómo te encontrabas mientras realizabas los distintos experimentos?

7- ¿Qué te ha resultado más agotador, aburrido y pesado?

³ Esta pregunta sólo se formaliza en el caso de los experimentos basados en el paradigma del *Graz BCI*.

⁴ Esta pregunta se formaliza de esta manera en el caso de que los sujetos se sometan al nuevo sistema desarrollado. Si por el contrario, los sujetos participan con el sistema basado en el paradigma del *Graz BCI*, en lugar de coche se haría referencia a la barra.

8- ¿Qué te ha resultado más interesante y entretenido?

9- Describe brevemente cómo te encontrabas antes, durante y al finalizar la sesión?

10- Si no es tu primera sesión, describe cómo ves tu evolución en comparación con las sesiones anteriores (¿Crees que controlas más o menos? ¿Te interesa más o menos? ¿Estás más o menos motivado?...)

11- Deseo de repetir la experiencia.

12- Opinión personal de la prueba.

Apéndice D

Instrucciones relativas a los experimentos

En este apéndice se refleja una guía descriptiva que detalla en qué consisten los experimentos y qué se espera de los sujetos. Dicha guía fue elaborada especialmente para la primera evaluación, siendo muy pocas las variaciones incluidas para el resto de las evaluaciones. Ésta es presentada al sujeto por el experimentador de manera verbal y antes del inicio de la fase de entrenamiento, y consta de los siguientes apartados:

Objetivo: El objetivo del experimento es entrenar a un sujeto de forma que éste sea capaz de producir y controlar dos diferentes patrones EEG al realizar dos tareas mentales diferentes.

Duración: El sujeto será sometido a un total de 8 sesiones, con una duración aproximada de una hora cada una, siendo la distribución de éstas entre 2 y 3 sesiones por semana. El hecho de someter al sujeto a un número determinado de sesiones, es debido a que el control sobre la actividad EEG es un fenómeno que requiere aprendizaje y entrenamiento.

Tarea mental: Al sujeto se le pedirá en principio realizar dos tareas mentales muy concretas: imaginar movimientos de la mano derecha o imaginar movimientos de la mano izquierda. Para ello, el sujeto podría concentrarse en imaginar que abre y cierra el puño de la mano continuamente.

Efectos sobre las señales EEG: Queda demostrado que cuando se realizan movimientos de la mano, se activa una zona del cerebro la cual produce una atenuación de la potencia de la señal EEG dentro de una banda de frecuencia concreta. Cuando dicho movimiento se ejecuta con la mano izquierda, se activa el hemisferio derecho del cerebro, mientras que si el movimiento es con la mano derecha, se activa el hemisferio izquierdo. Este fenómeno también ha sido observado cuando en lugar de ejecutar el movimiento, se tiene la intención de hacerlo o incluso, cuando sencillamente se imagina que se está realizando. En estos experimentos se pretende validar este último fenómeno.

Registro de las señales EEG: Al sujeto se le registrarán dos canales EEG. Uno de ellos se situará en el hemisferio izquierdo con el fin de detectar la actividad EEG cuando se imaginen movimientos de la mano derecha. El otro canal se situará en el hemisferio derecho para detectar la actividad EEG cuando se imaginen movimientos de la mano izquierda. El activar una zona del cerebro dependerá de la capacidad de concentración del sujeto, además de ser un proceso de aprendizaje cuya práctica se va adquiriendo a lo largo de las sesiones.

Diferentes sesiones: El entrenamiento se va a dividir en dos diferentes tipos de sesiones.

- Sesiones sin feedback, donde se pretende registrar la actividad EEG cuando el sujeto realiza una actividad mental u otra. Las señales obtenidas son analizadas y de dicho análisis, se extrae información necesaria para las sesiones con feedback.
- Sesiones con feedback, donde se proporciona al sujeto un feedback visual en forma de una barra horizontal que se desplaza hacia la derecha o izquierda dependiendo de la actividad mental llevada a cabo por el sujeto. Si el sujeto imagina movimientos de la mano derecha, la barra debería desplazarse hacia la derecha (presumiendo una correcta clasificación), y viceversa para el lado izquierdo. La longitud de la barra es mayor cuanto mejor se clasifique la actividad mental, si bien lo más importante es mantenerla en el lado correcto y acorde con la mano que se está imaginando en movimiento.

Actitud del sujeto: Para que el experimento sea factible, es muy importante que el sujeto siga una serie de pautas:

- Es necesario que permanezca totalmente relajado y no realice ningún tipo de movimiento mientras se somete al experimento, siendo muy importante no mover las manos.
- Es importante que entienda que el esfuerzo debe ser sólo mental.
- Se debe evitar parpadear y desplazar las pupilas de los ojos con la finalidad de no producir artefactos visuales que enmascaren las señales EEG. Para ello, se recomienda fijar la vista exclusivamente en la pantalla del ordenador, y en caso de parpadear, hacerlo en el periodo que hay entre prueba y prueba (aproximadamente 2 segundos).
- El sujeto debe saber que los resultados no dependen de la inteligencia sino de muchos otros factores, siendo muy importante un buen nivel de concentración y atención hacia la tarea mental a desarrollar.

Señales a registrar:

- Dos canales EEG, uno situado en cada hemisferio.
- Tasa Cardíaca (TC).
- GSR (*Galvanic Skin Reponse*), para medir los cambios en la sudoración de la piel.

Paradigma de entrenamiento:

- Una sesión consiste en exponer al sujeto a 4 experimentos de 40 pruebas cada uno de ellos (20 “izquierda” y 20 “derecha” presentados de forma aleatoria) con una duración total aproximada de una hora incluyendo la colocación de los electrodos. El tiempo de descanso entre

pruebas consecutivas se distribuirá aleatoriamente dentro del intervalo comprendido entre 0.5 y 2.5 segundos, y el descanso entre cada uno de los experimentos es de unos 3 minutos. Durante ese tiempo, la comunicación entre el sujeto y el operador debe ser mínima, pudiéndose intercambiar palabras como: – ¿Qué tal? – Tienes 3 minutos de descanso – Va a comenzar el siguiente experimento –

- El paradigma de cada prueba comienza con la aparición de una cruz roja en el centro de la pantalla. En ese momento, el sujeto debe estar lo más relajado posible e intentar mantener la mente en blanco. A los 2 segundos aparece un aviso en forma de *beep* sonoro. Desde el segundo 3 hasta el segundo 4.25 aparece una flecha verde superpuesta sobre la cruz anterior. En este momento el sujeto debe imaginar que mueve la mano derecha o izquierda según en qué dirección apunte la flecha. En las sesiones sin feedback, la pantalla permanece en negro durante unos 5 segundos (tiempo en que debe llevarse a cabo la tarea mental indicada), hasta que de comienzo la siguiente prueba. En las sesiones con feedback, desde el segundo 4.25 al 8, las señales EEG se clasifican en tiempo real y dicha clasificación se traduce en un feedback visual en forma de barra horizontal que se desplaza hacia la derecha o izquierda. El sujeto debe intentar extender en la mayor medida de lo posible la barra hacia el sentido indicado por la flecha. Al finalizar la prueba, el sujeto debe volver a mantener la mente en blanco.

Información adicional de interés:

- El sujeto debe saber que todos los resultados son totalmente confidenciales.
- El sujeto debe saber que no debe frustrarse si no logra un dominio total, ni tampoco si la barra conmuta entre izquierda o derecha, si bien debe intentar que ésta apunte hacia el lado correcto. Al final se realiza un promedio siendo los porcentajes de acierto típicos entorno al 70%, mejorándose con las sesiones.
- El sujeto será sometido antes y después de cada sesión a unos determinados cuestionarios.

Apéndice E

Determinación del tamaño muestral y poder estadístico de un estudio

En este apéndice se expresan las ecuaciones que permiten determinar el tamaño muestral necesario para la ejecución de un estudio así como las ecuaciones que permiten calcular el poder estadístico resultante.

E.1 Determinación del tamaño muestral

Las expresiones que a continuación se indican, permiten calcular el tamaño muestral en un estudio en el que se comparan dos proporciones. Dichas expresiones son extraídas de [Pita01].

$$n = \frac{\left[Z_{\alpha} \cdot \sqrt{2p(1-p)} + Z_{\beta} \cdot \sqrt{p_1(1-p) + p_2(1-p)} \right]^2}{(p_1 - p_2)^2}$$

donde:

- n = Sujetos necesarios en cada una de las muestras
- Z_{α} = Valor Z correspondiente al riesgo de cometer un error α
- Z_{β} = Valor Z correspondiente al riesgo de cometer un error β
- p_1 = Valor de la proporción en el grupo de referencia
- p_2 = Valor de la proporción en el grupo del nuevo tratamiento o experimento
- p = Media de las proporciones p_1 y p_2

$$p = \frac{p_1 + p_2}{2}$$

Los valores Z_{α} y Z_{β} se indican en la siguiente tabla:

Z_α			
Seguridad	α	Test unilateral	Test bilateral
80%	0.200	0.842	1.282
85%	0.150	1.036	1.440
90%	0.100	1.282	1.645
95%	0.050	1.645	1.960
97.5%	0.025	1.960	2.240
99%	0.010	2.326	2.576
Potencia			
Poder estadístico	β	$(1-\beta)$	Z_β
99%	0.01	0.99	2.326
95%	0.05	0.95	1.645
90%	0.10	0.90	1.282
85%	0.15	0.85	1.036
80%	0.20	0.80	0.842
75%	0.25	0.75	0.674
70%	0.30	0.70	0.524
65%	0.35	0.65	0.385
60%	0.40	0.60	0.253
55%	0.45	0.55	0.126
50%	0.50	0.50	0.000

Tabla E-1: Valores de Z_α y Z_β más frecuentemente utilizados.

E.2 Cálculo del poder estadístico de un estudio

A continuación se expresa la fórmula que permite el cálculo del poder estadístico en el caso de la comparación entre dos proporciones para un test unilateral [Pert03].

$$Z_\beta = \frac{|p_1 - p_2| \sqrt{n} - Z_\alpha \sqrt{2p(1-p)}}{\sqrt{p_1(1-p_1) + p_2(1-p_2)}}$$

donde todos los parámetros que aparecen corresponden a los ya definidos en el apartado anterior.

De esta fórmula se obtiene el parámetro Z_β a partir del cual se puede determinar el poder asociado recurriendo a la tabla E-1.

Apéndice F

Paneles de configuración de los sistemas BCI implementados

En este apéndice se muestran los paneles de configuración a través de los cuales se puede acceder a cada uno de los dos sistemas BCI implementados: el BCIREF y el BCIRV.

F.1 Panel de configuración del BCIREF

La aplicación ha sido desarrollada con la intención de proporcionar más opciones de las que realmente se han usado finalmente en la evaluación del sistema. En la descripción que se da a continuación, se detallan sólo aquellas opciones que se consideran necesarias para el seguimiento del estudio llevado a cabo.

El panel de configuración del BCIREF es el que se muestra en la figura F-1, y ha sido dividido en 4 bloques, tal y como se proponía en la fase de diseño:



Figura F-1: Panel de configuración del sistema BCIREF.

- 1) Bloque con los parámetros necesarios para identificar el experimento realizado. Dicho bloque contiene los siguientes parámetros:
 - Sujeto: Identificación del sujeto.
 - Identificador: Palabra clave que identifica al sujeto y a la sesión de entrenamiento llevada a cabo por éste.
 - Nombre del ensayo: Identificación del experimento que va a realizar el sujeto. A medida que el sujeto va realizando nuevos experimentos dentro de una misma sesión de entrenamiento, este parámetro se incrementa automáticamente.
 - Fecha: Fecha en la que se realiza el experimento.

Cada vez que se lleva a cabo un experimento, todos los datos son almacenados en una estructura de directorios y que corresponde a:
 ...\\Sesiones\

- 2) Bloque con los parámetros que permiten configurar el formato de los experimentos que forman la sesión de entrenamiento. La aplicación, entre otras opciones, da la posibilidad de configurar sesiones sin feedback (No_feed) y sesiones con feedback continuo (Feed_cont). Entre los parámetros de este bloque caben destacar los siguientes:

- Cantidad: Identifica el número de pruebas de las que constará el experimento que va a realizar el sujeto.
- F-C y N-F: Permiten configurar de manera inmediata el experimento con las mismas características que los experimentos del *Graz BCI* para las sesiones con y sin feedback respectivamente.

3) El tercer bloque puede dividirse en dos partes.

a) Parámetros relacionados con el registro y procesado de las señales:

- C3, C4, TC y GSR: Canales que se van a registrar, siendo 4 el máximo permitido. Los dos primeros canales deben corresponder a las señales EEG.
- Frec. de muestreo[m/seg]: Establece la frecuencia de muestreo de las señales.
- Diseñar filtros: Al seleccionar dicho comando se abre una ventana que permite configurar el filtrado que se le va a realizar a cada una de las señales, permitiendo elegir entre varios tipos de filtros proporcionados por el paquete *Signal Processing Toolbox*. Evidentemente, uno de los posibles filtros es el de Butterword.
- Método de Est. Esp. (Estimación Espectral): Permite seleccionar uno de entre varios algoritmos de extracción de características: FFT, parámetros AR obtenidos a través del algoritmo de Burg y cálculo de potencia, siendo este último el utilizado por el clasificador LDA. Este procesado se realiza exclusivamente sobre las señales EEG.
- Tamaño de ventana[muestras]: Establece cada cuántas muestras se aplicará el algoritmo de procesado. Dicho parámetro es el correspondiente al de “ventana de desplazamiento” de la figura 5-2.
- Solape[muestras]: Dicho parámetro es el correspondiente al de “solape” de la figura 5-2. La suma de este parámetro y el anterior establece el tamaño de la ventana de procesado.

b) Parámetros que permiten configurar las pruebas que forman el experimento. Dichos parámetros son los mismos que los establecidos en el diseño del panel de configuración¹ y por ello, a continuación se citan cada uno de ellos y su equivalente en la fase de diseño.

- Duración de la prueba[sg]: d_{prueba} .
- t. Cursor[sg]: t_{cursor} .
- t. Objetivo[sg]: t_{objetivo} .
- Análisis[sg]-Inicio: $t_{\text{inicio-análisis}}$.
- Duración: $d_{\text{análisis}}$.
- Desc. entre pruebas[sg]: $d_{\text{descanso entre pruebas}}$ ².

¹ Apartado 5.3.3.

² Este parámetro es suma de un tiempo fijo (casilla de la izquierda) y otro aleatorio (casilla de la derecha).

- 4) El cuarto bloque contiene otros parámetros para configurar la aplicación:
- Ver(t): Habilita una ventana para visualizar en el dominio del tiempo las señales que están siendo registradas.
 - Ver(f): Habilita una ventana para visualizar en el dominio de la frecuencia las señales que están siendo procesadas. Esta opción sólo es disponible en caso de seleccionar un algoritmo de estimación espectral (FFT o Burg).
 - Configuración Avanzada: Sólo seleccionando este comando se permiten modificar los parámetros del panel de control.
 - Iniciar ensayo: Al pulsar este comando da comienzo el experimento.

F.2 Panel de configuración del BCIRV

Al igual que ocurre con el sistema BCIREF, las opciones finalmente implementadas en esta aplicación van más allá de las exigidas por las especificaciones iniciales.

A continuación se describen los diferentes paneles de los que consta la aplicación final, y en los que se detallarán aquellas opciones que se consideren oportunas para el seguimiento del estudio. Como es natural, la mayoría de los parámetros existentes son equivalentes a los que ya se han descrito en la primera interfaz para configurar las sesiones de entrenamiento, por lo que no se volverán a explicar con tanto detalle. A pesar de esta equivalencia, hay que adelantar que existen ciertas diferencias en los paneles de configuración de ambos sistemas.

La aplicación parte de una ventana principal a través de la cual se podrán acceder a todas las opciones que permite el sistema. Dicha ventana es la que se muestra en la figura F-2 y en la que se distinguen tres bloques diferentes:



Figura F-2: Ventana principal del panel de configuración del sistema BCIRV.

- 1) El bloque de “configuración” se puede considerar como el bloque principal, permitiendo acceder a tres ventanas diferentes para poder establecer todos los parámetros necesarios con el fin de configurar las sesiones de entrenamiento.

- a) Parámetros Ensayo: Al pulsar este comando, aparece la ventana que se muestra en la figura F-3 y en la que se incluyen todos los parámetros que permiten identificar y configurar la forma y la estructura temporal de un experimento.

Figura F-3: Ventana de parámetros de configuración de un experimento.

- En “Datos del sujeto” se introducen los datos para identificar el experimento (bloque 1 del panel de control del BCIREF).
 - En “Datos del Ensayo” se incluyen los datos que permiten configurar el formato de los experimentos (bloque 2 del panel de control del BCIREF) y de las pruebas (bloque 3b del panel de control del BCIREF), es decir: duración prueba[seg], t_cursor[seg], t_objetivo[seg], inicio[seg] y duración[seg] de la fase de análisis y descanso entre pruebas[seg].
- b) Parámetros Adquisición: A través de este comando se permiten configurar los parámetros relacionados con el procesado y registro de las señales, que serían los parámetros correspondientes al bloque 3a del panel de control del BCIREF. La ventana que aparece tras pulsar este comando es la que se muestra a continuación:



Figura F-4: Ventana de parámetros de adquisición y procesado.

- En “Lista Canales” se permite seleccionar el número de canales que se desean registrar, hasta un máximo de 16, siendo los dos primeros (ACH0 y ACH1) los que deben corresponder a las señales EEG.
 - En “Adquisición” se incluyen los parámetros que van a determinar el tiempo de la ventana de procesado, es decir: frecuencia [Hz], ventana [muestras] y solape [muestras].
 - En “Filtrado y Procesado” se introducen por un lado, los parámetros relacionados con el filtrado que se va a realizar sobre cada señal y por otro, el algoritmo de procesado, que actualmente sólo incluye el cálculo de la potencia y se realiza únicamente sobre los dos primeros canales (ACH0 y ACH1).
- c) Parámetros Mundo Virtual: Este comando permite acceder a los parámetros específicos de la interfaz gráfica basada en técnicas de realidad virtual desarrollada en la aplicación y por ello, supone una opción exclusiva de esta segunda implementación. Como se verá seguidamente, las opciones que aparecen son fruto de un desarrollo de sistema BCI más ambicioso de lo que se requería para este estudio y que servirán para futuras investigaciones tal y como se sugiere en [Ron05]. A pesar de que muchas de estas opciones no hayan sido por lo tanto utilizadas, no deja de ser interesante describirlas brevemente. La ventana que se habilita al seleccionar este parámetro de mundo virtual es la que se muestra a continuación, la cual se divide en diferentes secciones:

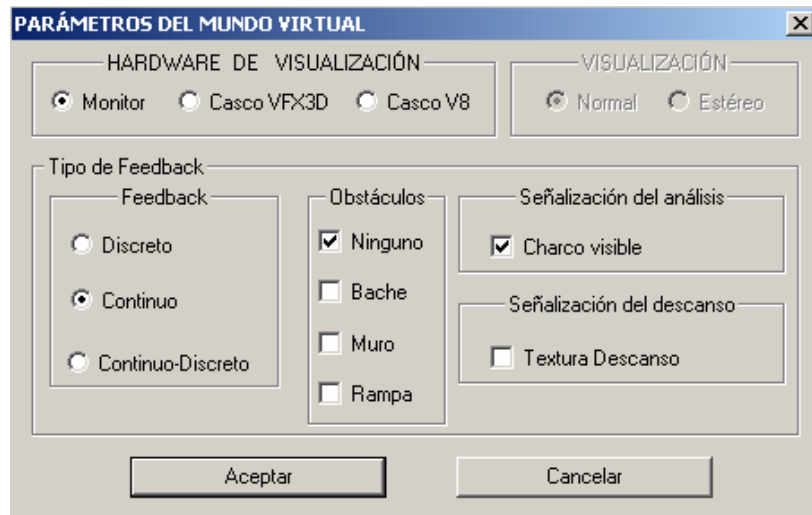


Figura F-5: Ventana de configuración de la interfaz gráfica.

- En “Hardware de Visualización” se puede seleccionar a través de qué dispositivo se va a visualizar el mundo virtual, es decir, la interfaz gráfica. Los cascos VFX3D y V8 son modelos que admiten visión estereoscópica, habilitándose en caso de ser alguno de ellos seleccionados, la ventana “Visualización” que permite seleccionar entre visión normal o estéreo.
- En “Feedback” se permite seleccionar el tipo de feedback que se le va a presentar al sujeto. Si bien es cierto que el objetivo de este estudio se centra en proporcionar un feedback continuo, se deja la posibilidad de que el feedback sea discreto. En ese caso, el desplazamiento del coche sólo se produce al final de la prueba y como resultado del procesamiento de las señales EEG en un intervalo de tiempo dentro del periodo del feedback (tercer periodo de la prueba). La opción de feedback continuo-discreto combina las dos anteriores en el sentido de que el sujeto controla el desplazamiento del coche a lo largo del periodo del feedback; sin embargo, al acabar la prueba, el desplazamiento final se produce como si se tratara de un feedback discreto.
- En “Obstáculos” se ofrece la posibilidad de seleccionar diferentes obstáculos a evitar por el coche. Sin lugar a duda esta opción es la que resulta más atractiva de todas, pues permite combinar escenarios diferentes y de esta forma reducir la monotonía de las pruebas. Dichos obstáculos aparecen al final de la carretera y constan de un bache o de un muro que deberán ser esquivados para evitar un traqueteo o una colisión respectivamente, o la aparición de una rampa que deberá ser alcanzada por el coche para hacerlo saltar. En el caso de seleccionar un feedback de tipo discreto, el desplazamiento del coche al final de la prueba hará que se alcance o no el obstáculo en cuestión.
- En “Señalización del análisis” y “Señalización del descanso” se permite seleccionar respectivamente si se desea que el charco de agua sea o no visible y el tipo de textura de la carretera durante el periodo de descanso entre prueba y prueba.

Apéndice F

- 2) En el bloque de “Opciones de Visualización” se incluyen los comandos que permiten habilitar la opción de visualizar on-line las señales que están siendo registradas (Ver(t)) y/o el entorno virtual (Mundo Virtual On/Off), es decir, la interfaz gráfica de salida.
- 3) En el bloque de “Ensayo” aparece el comando que permita dar comienzo al experimento.

Referencias

- [Abas01] Abascal J., Aedo I., Cañas J., Gea M., Gil A.B., Lorés J., Martínez A.B., Ortega M., Valero P., Vélez M., La interacción Persona-ordenador, *Ed. Jesús Lorés*, Lleída 2001. Disponible en <http://griho.udl.es/ipo/libroe.html>.
- [Alla99] Allanson J., Mariani J., “Mind over virtual matter: virtual environments for neurofeedback training”, *Proc. IEEE 1999 Virtual Reality*, pp. 270-273, Houston, USA, Marzo 1999.
- [Ande95] Anderson C.W., Stolz E.A., Shamsunder S., “Discriminating mental tasks using EEG represented by AR models”, *Proc. of the 17th Annual Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, pp. 20-23, Montreal, Canada, Septiembre 1995.
- [Ande96] Anderson C., Sijercic Z., “Classification of EEG signals from four subjects during five mental task”, *Proc. of the Conference on Engineering Applications in Neural Networks (EANN'96)*, pp. 407-414, Londres, UK, Junio 1996.
- [Andr00] Andreassi J.L., *Psychophysiology: Human Behavior & Physiological Response*, Lawrence Erlbaum Associates, Inc. Publishers, fourth edition, Nueva York, 2000.
- [Asla92] Aslaksen E., Belcher R., *Systems engineering*, Prentice Hall, Australia 1992.
- [Barr96] Barreto A.B., Taberner A.M., Vicente L.M., “Classification of spatio-temporal EEG readiness potentials towards the development of a brain-computer interface”, *Proc. of the IEEE Southeastcon Conference*, pp. 99-102, Tampa, Florida, USA, Abril 1996.
- [Bart99] Bartolic E.I., Basso M.R., Schefft B.K., Glauser T., Titanic-Schefft M., “Effects of experimentally-induced emotional states on frontal lobe cognitive task performance”, *Neuropsychologia*, Vol. 37, N°. 6, pp. 667-683, Junio 1999.
- [Bayl00] Bayliss J., Ballard D., “A virtual reality testbed for brain-computer interface research”, *IEEE Trans. Rehab. Eng.*, Vol. 8, N°. 2, pp. 188-190, Junio 2000.

Referencias

- [Bayl03] Bayliss J., "Use of the evoked potential P3 component for control in a virtual apartment", *IEEE Trans. Neural Syst. and Rehab. Eng.*, Vol. 11, N° 2, pp. 113-116, Junio 2003.
- [Birb00] Birbaumer N., Kübler A., Ghanayim N., Hinterberger T., Perelmouter J., Kaiser J., Iversen I., Kotchoubey B., Neumann N., Flor H., "The thought translation device (TTD) for completely paralyzed patients", *IEEE Trans. Rehab. Eng.*, Vol. 8, N°2, pp. 190-193, Junio 2000.
- [Birb04] Birbaumer N., Hinterberger T., Karin A.A., Kübler A., Neumann N., Veit R., "Brain-computer communication using self-control of slow cortical potentials (SCP)", *Proc. of the 2° Inter. Brain-Computer Interface Workshop and Training Course*, pp. 1-4, Graz, Austria, Septiembre 2004.
- [Bish95] Bishop C. M., *Neural Networks for Pattern Recognition*, U.K: Clarendon, Oxford 1995.
- [Bost03] Bostanov V., "BCI competition 2003-data sets Ib and Iib: feature extraction from event-related brain potentials with the continuous wavelet transform and the t-value scalogram", *IEEE Trans. Neural Syst. and Rehab. Eng.*, Vol. 51, N° 6, pp. 1057-1061, Junio 2004.
- [Brai] Brain Actuated Technologies. Cyberlink-Brainfingers. Disponible en <http://www.brainfingers.com/>
- [Caci00] Cacioppo J.T., Tassinary L.G., Bernston G.G., *Handbook of Psychophysiology*, Cambridge University Press, second edition, Cambridge, 2000.
- [Cinc84] Cinciripini P.M., "Discrimination of sensorimotor EEG (12-15Hz) activity: a comparison of response, production, and no-feedback training conditions", *Psychophysiology*, Vol. 21, N° 1, pp. 54-62, Enero 1984.
- [Coul] Coulbourn Instruments LabLinc, physiological data acquisition system, hardware user's guide. Disponible en www.coulbourn.com/images/cimanuals/LabLincVHardwareUserGuide.pdf.
- [Curr03] Curran E. A., Stokes M.J., "Learning to control brain activity: a review of the production and control of EEG components for driving brain-computer interface (BCI) systems", *Brain and Cognition*, Vol. 51, N° 3, pp. 326-336, Abril 2003.
- [Curr03a] Curran E. A., Aykacek P., Stokes M.J., Roberts S.J., Penny W., Johnsrude I., Owen A.M., "Cognitive tasks for driving a brain-computer interfacing system: a pilot Study, ". *IEEE Trans. Rehab. Eng.*, Vol. 12, N° 1, pp. 48-54, Marzo 2003.
- [Delo03] Delorme A., Makeig S., "EEG changes accompanying learned regulation of 12-Hz EEG activity", *IEEE Trans. Neural Syst. and Rehab. Eng.*, Vol. 11, N° 2, pp. 133-137, Junio 2003.

- [Diaz04] Díaz Estrella A., Reyes Lecuona A., “Realidad virtual y presencia”, Tutorial 5 en INTERACCIÓN’04, Lleida, España, Mayo 2004.
- [Donc00] Donchin E., Spencer K.M., Wijesinghe R., “The Mental Prosthesis: Assessing the Speed of a P300-Based Brain-Computer Interface”, *IEEE Trans. Rehab. Eng.*, Vol. 8, N°. 2, pp. 174-179, Junio 2000.
- [Farw88] Farwell L.A., Donchin E., “Talking off the top of your head: toward a mental prosthesis utilizing event-related brain potentials”, *Electroenceph. Clin. Neurophysiol.*, Vol. 70, N°. 6, pp. 510-523, Diciembre 1988.
- [Fehm89] Fehmi L.G., Sundor A., “The effects of electrode placement upon EEG biofeedback training: The monopolar-bipolar controversy”, *Inter. Journal. of Psychomatics*, Vol. 36, N°. 1, pp. 23-33, 1989.
- [Flot92] Flotzinger D., Kalcher J., Pfurtscheller G., “EEG Classification by Learning Vector Quantization”, *Biomed. Technik.*, Vol. 37, N°. 12, pp. 303-309, Diciembre 1992.
- [Frie04a] Friedman D., Slater M., Leeb R., Pfurtscheller G., Guger C., “Using a brain-computer interface in highly-immersive virtual reality”, submitted at *IEEE Virtual Reality Workshop*, Chicago, USA, 2004. Disponible en <http://www.cs.ucl.ac.uk/staff/d.friedman/Publications.html>.
- [Frie04b] Friedman D., Leeb R., Keinrath C., Guger C., Garau M., Pfurtscheller G., Slater M., “Navigating virtual reality by thought: first steps”, *Proc. of the 7th Annual International Workshop on Presence, PRESENCE 2004*, pp. 160-167, Valencia, España, Octubre 2004.
- [Garr03] Garrett D., Peterson D.A., Anderson C.W., Thaut, M.H., “Comparison of linear, nonlinear, and feature selection methods for EEG signal classification”, *IEEE Trans. Neural Syst. and Rehab. Eng.*, Vol. 11, N°. 2, pp. 141-144, Junio 2003.
- [Gbsa] g.Bsanalyze, Advanced biosignal processing and analysis. Disponible en www.gtec.at.
- [Gonc03] Gonchavora, I.I., McFarland D.J., Vaughan T.M., Wolpaw J.R., “EMG contamination of EEG: spectral and topographical characteristics”, *Clin. Neurophysiol.*, Vol. 104, N°. 9, pp. 1580-1593, Septiembre 2003.
- [Guge99] Guger C., Harkam W., Hertnaes C., Pfurtscheller G., “Prosthetic control by an EEG-Based brain-computer interface (BCI)”, *Proc. of the 5th European Conference for the Advancement of Assistive Technology*, Düsseldorf, Alemania, pp. 3-6, Noviembre 1999.
- [Guge00] Guger C., Ramoser H., Pfurtscheller G., “Real-time EEG analysis with subject-specific spatial patterns for a brain-computer interface (BCI)”, *IEEE Trans. Rehab. Eng.*, Vol. 8, N° 4, pp. 447-456, Diciembre 2000.

Referencias

- [Guge01] Guger C., Schlögl A., Neuper C., Walterspacher D., Strein T., Pfurtscheller G., “Rapid prototyping of an EEG-based brain-computer interface (BCI)”, *IEEE Trans. Rehab. Eng.*, Vol. 9, N° 1, pp. 49-58, Marzo 2001.
- [Guge03] Guger C., Edlinger G., Harkam W., Niedermayer I., Pfurtscheller G., “How many people are able to operate an EEG-based brain-computer interface (BCI)?”, *IEEE Trans. Neural Syst. and Rehab. Eng.*, Vol. 11, N° 2, pp. 145-147, Junio 2003.
- [Hase00] Haselsteiner E., Pfurtscheller G., “Using time-dependent neural networks for EEG Classification”, *IEEE Trans. Rehab. Eng.*, Vol. 8, N° 4, pp. 457-463, Diciembre 2000.
- [Hint04] Hinterberger T., Schmidt S., Neumann N., Mellinger J., Blankerts B., Curio., Birbaumer N., “Brain-computer communication and slow cortical potentials”, *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, Vol. 51, N° 6, pp. 1011-1018, Junio 2004.
- [Iodi] I-O Display Systems LCC, Head Mounted Displays. Disponible en <http://www.i-glassesstore.com/ig-hrvpro.html>.
- [Jasp58] Jasper H.H., “The ten-twenty electrode system of the international federation in electroencephalography and clinical neurophysiology”, *Electroenceph. Clin. Neurophysiol.*, Vol. 10, pp. 371-375, 1958.
- [Jung98] Jung, T.P., Humphries C., Lee T.W., Makeig S., McKeown M.J., Iragui V., Sejnowski T.J., “Removing electroencephalographic artifacts: comparison between ICA and PCA”, *Proc. of the IEEE Signal Processing Society Workshop on Neural Networks for Signal Processing VIII*, pp. 63-72, Cambridge, UK, Agosto 1998.
- [Kais01] Kaiser J., Perelmouter J., Iversen I.H., Neumann N., Ghanayim N., Hinterberger T., Kubler A., Kotchoubey B., Birbaumer N., “Self-initiation of EEG-based communication in paralyzed patients”, *Clin. Neurophysiol.*, Vol. 112, N° 3, pp. 551-554, Marzo 2001.
- [Kalc92] Kalcher J., Flotzinger D., Pfurscheller G., “A new approach to a brain-computer-interface (BCI) based on Learning Vector Quantization (LVQ3)” *Proc. of the Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, Vol.4, pp. 1658-1659, Octubre 1992.
- [Kalc93] Kalcher J., Flotzinger D., Pfurtscheller G., “Graz Brain-Computer interface: an EEG-Based Cursor Control System”, *Proc. of the 15th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, pp. 1264 – 1265, Octubre 1993.
- [Kalc96] Kalcher J., Flotzinger D., Neuper C., Golly S., Pfurtscheller G., “Graz brain-computer interface II: towards communication between humans

- and computers based on online classification of three different EEG patterns”, *Med. Biol. Eng. Comput.* Vol. 34, N°. 5, pp. 382-388, Septiembre 1996.
- [Kay81] Kay S.M., Marple S. M., “Spectrum analysis - a modern perspective”, *Proc. of the IEEE*, Vol. 69, N° 11, pp. 1380- 1419, Noviembre 1981.
- [Keir90] Keirn Z.A., Aunon J.I., “A new mode of communication between man and his surroundings”, *IEEE Trans. Biomedical Engineering*, Vol. 37, N° 12, pp. 1209-1214, Diciembre 1990.
- [Kost00] Kostov A., Polak M., “Parallel man-machine training in development of EEG-based cursor control”, *IEEE Trans. Rehab. Eng.*, Vol. 8, N°. 2, pp. 203-205, Junio 2000.
- [Kübl98] Kübler A., Kotchoubey B., Salzmann H.-P., Ghanayim N., Perelmouter J., Hömberg V., Birbaumer N., “Self-regulation of slow cortical potentials in completely paralyzed human patients”, *Neuroscience Letters*, Vol. 252, N°. 3, pp. 171-174, Agosto 1998.
- [Kübl99] Kübler A., Kotchoubey B., Hinterberger T., Ghanayim N., Perelmouter J., Schauer M., Fritsch C., Taub E., Birbaumer N., “The thought translation device: a neurophysiological approach to communication in total motor paralysis”, *Exp. Brain. Res.*, Vol. 124, N°. 3, pp. 223-232, Enero 1999.
- [Lalo04] Lalor E., Kelly S.P., Finucane C., Burke R., Reilly R.B., McDarby G., “Brain computer interface based on the steady-state VEP for immersive gaming control”, *Proc. of the 2° Inter. Brain-Computer Interface Workshop and Training Course*, pp. 63-64, Graz, Austria, Septiembre 2004.
- [Leeb04a] Leeb R., Scherer R., Lee F., Bischof H., Pfurtscheller G., “Navigation in virtual environments through motor imagery”, *Proc. of the 9th Computer Vision Winter Workshop CVWW’04*, pp. 99-108, Piran, Eslovenia, Febrero 2004.
- [Leeb04b] Leeb R., Keinrath C., Guger C., Scherer R., Friedman D., Slater M., Pfurtscheller G., “Using BCI as a navigation tool in virtual environments”, *Proc. of the 2° Inter. Brain-Computer Interface Workshop and Training Course*, pp. 65-66, Graz, Austria, Septiembre 2004.
- [Levi99] Levine S.P., Huggins J.E., BeMent S. L., Kushwaha R. K., Schuh L. A., Passaro E. A., Rohde M. M., Ross D. A. , “Identification of electrocorticogram patterns as the basis for a direct brain interface”, *Journal of Clin. Neurophysiol.*, Vol. 16, N°. 5, pp. 439-447, Septiembre 1999.
- [Lugg98] Luggner K., Flotzinger D., Schlögl A., Pregenzer M., Pfurtscheller G., “Feature extraction for on-line EEG classification using principal

Referencias

- components and linear discriminants”, *Med. Biol. Eng. Comput.*, Vol. 36, N° 3, pp. 309-314, Mayo 1998.
- [Mart91] Martín P., Bateson P., La medición del comportamiento, *Ed. Alianza*, Madrid 1991.
- [Maso03] Mason S.G., Birch G.E., “A general framework for brain-computer interface design”, *IEEE Trans. Neural Syst. and Rehab. Eng.*, Vol. 11, N° 1, pp. 70-85, Marzo 2003.
- [Matl] MATLAB. The Language of technical computing. Disponible en www.mathworks.com.
- [McFa93] McFarland D.J., Neat G.W., Read R.F., Wolpaw J.R., “An EEG-Based method for graded cursor control”, *Psychobiology*, Vol. 21, N° 1, pp. 77-81, 1993.
- [McFa97] McFarland D.J., McCane L.M., David S.V., Wolpaw J.R., “Spatial filter selection for EEG-based communication”, *Electroenceph. Clin. Neurophysiol.*, Vol. 103, N° 3, pp. 386-394, Septiembre 1997.
- [McFa98] McFarland D., McCane L., Wolpaw J., “EEG-based communication and control: short-term role of feedback”, *IEEE Trans. Rehab. Eng.*, Vol. 6, N° 1, pp. 7-11, Marzo 1998.
- [Midd00] Middendorf M., McMillan G., Calhoun G., Jones K. S., “Brain-computer Interface based on steady-state visual-evoked response”, *IEEE Trans. Rehab. Eng.*, Vol. 8, N° 2, pp. 211-214, Junio 2000.
- [Mill98] Millán J. del R., Mouriño J., Marciani M.G., Babiloni F., Topani F., Canale I., Heikkinen J., Kaski K., “Adaptive brain interfaces for physically-disabled people”, *Proc. of the 20th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, Vol. 4, pp. 2008-2011, Hong Kong, China, Octubre 1998.
- [Mill00] Millán J. del R., Mouriño J., Marciani M.G., Babiloni F., Cincotti F., Varsta M., Heikkinen J., “Local neural classifier for EEG-based recognition of mental task”, *Proc. of the IEEE-INNS-ENNS International Joint Conference on Neural Networks*, Vol. 3, pp. 632-636, Como, Italia, Julio 2000.
- [Mine98] Miner L.A., McFarland D.J., Wolpaw J.R., “Answering questions with an electroencephalogram-based brain-computer interface”, *Arch. Phys. Med. Rehabil.*, Vol. 79, N° 9, pp. 1029-1033, Septiembre 1998.
- [Moor03] Moore M.M., “Real-world applications for brain-computer interface technology”, *IEEE Trans. Neural Syst. and Rehab. Eng.*, Vol. 11, N° 2, pp. 162-165, Junio 2003.

- [Müll03] Müller K.-R., Anderson C.W., Birch G.E., “Linear and nonlinear methods for brain-computer interfaces”, *IEEE Trans. Neural Syst. and Rehab. Eng.*, Vol. 11, Nº. 2, pp. 165-169, Junio 2003.
- [Nels97] Nelson W.T., Hettlinger L.J., Cunningham J.A., Roe M.M., “Navigating through virtual flight environments using brain-body-actuated control”, *Proc. IEEE Virtual Reality Annual International Symposium*, pp. 30-37, Seattle, USA, Marzo 1997.
- [Neum03] Neumann N., Kübler A., “Training locked-in patients: a challenge for the use of brain-computer interfaces”, *IEEE Trans. Rehab. Eng.*, Vol. 11, Nº. 2, pp. 169-172, Junio 2003.
- [Neup99a] Neuper C., Schlögl A., Pfurtscheller G., “Enhancement of left-right sensorimotor EEG differences during feedback-regulated motor imagery”, *Journal of Clin. Neurophysiol.*, Vol. 16, Nº. 4, pp. 373-382, Julio 1999.
- [Neup99b] Neuper C., Pfurtscheller G., “Motor imagery and ERD”, *Handbook of Electroenceph. and Clin. Neurophysiol., Event Related Desynchronization, Vol. 6, G. Pfurtscheller and F.H.Lopes da Silva, Eds.*, pp. 303-325 Elsevier, Amsterdam, Holanda, 1999.
- [Neup03] Neuper C., Müller G.R., Kübler A., Birbaumer N., Pfurtscheller G., “Clinical application of an EEG-based brain-computer interface: a case study in a patient with severe motor impairment” *Clin. Neurophysiol.*, Vol. 114, Nº.3, pp. 399-409, Marzo 2003.
- [Ober01] Obermaier B., Neuper C., Guger C., Pfurtscheller G., “Information transfer rate in a five-classes brain-computer interface”, *IEEE Trans. Rehab. Eng.*, Vol. 9, Nº 3, pp. 283-289, Septiembre 2001.
- [Ober03] Obermaier B., Müller G.R., Pfurtscheller G., ““Virtual Keyboard” controlled by spontaneous EEG activity”, *IEEE Trans. Neural Syst. and Rehab. Eng.*, Vol. 11, Nº. 4, pp. 422-426, Diciembre 2003.
- [Pard96] Pardey J., Roberts S., Tarassenko L., “A review of parametric modelling techniques for EEG analysis”, *Med. Eng. Phys.*, Vol. 18, Nº. 1, pp. 2-11, Enero 1996.
- [Penn98] Penny W.D., Roberts S.J., Stokes M.J., “Imagined hand movements identified from the EEG Mu-rhythm”, *Journal of Neuroscience Methods*, 1998. Submitted. Disponible en <http://www.fil.ion.ucl.ac.uk/~wpenny/biblio/Year/1998.complete.html>.
- [Penn99a] Penny W.D., Roberts S.J., “Experiments with an EEG-based computer interface” *Technical Report, BCI Workshop*, Albany, USA, Junio 1999.
- [Penn99b] Penny W.D., Roberts S.J., “EEG-Based communication via dynamic neural network models”, *Proc. of the International Joint Conference on*

Referencias

- Neural Networks(IJCNN)*, Washington, USA, Julio 1999. Disponible en <http://www.fil.ion.ucl.ac.uk/~wpenny/publications/neural.html>.
- [Penn00] Penny W.D., Roberts S.J., Curran E.A, Stokes M.J., “EEG-Based communications: a pattern recognition approach”, *IEEE Trans. Rehab. Eng.* Vol.8, N°. 2, pp. 214-215, Junio 2000.
- [Pert03] Pértegas Díaz S., Pita Fernández S., “Cálculo del poder estadístico de un estudio”, *Metodología de investigación*, Enero 2003. Disponible en <http://www.fisterra.com/mbe/investiga/index.asp>.
- [Pete98] Peters B., Pfurtscheller G., Flyvbjerg H., “Mining multi-channel EEG for its information content: an ANN-based method for a brain-computer interface”, *Neural Networks*, Vol. 11, N°. 7-8, pp. 1429-1433, Octubre 1998.
- [Pfur89a] Pfurtscheller G., Berghold A., “Pattern of cortical activation during planning of voluntary movement”, *Electroenceph. Clin. Neurophysiol.*, Vol. 72, N°. 3, pp. 250-258, Marzo 1989.
- [Pfur89b] Pfurtscheller G., “Functional topography during sensorimotor activation studied with event-related desynchronization mapping”, *Journal of Clin. Neurophysiol.*, Vol. 6, N°. 3, pp. 75-84, Marzo 1989.
- [Pfur93] Pfurtscheller G., Flotzinger D., Kalcher J., “Brain-computer interface: a new communication device for handicapped persons”, *Journal of Microcomputer Applications*, Vol. 16, N°. 3, pp. 293-299, Julio 1993.
- [Pfur96] Pfurtscheller G., Stancák Jr. A., Neuper C., “Post-movement beta synchronization. A correlate of an idling motor area?”, *Electroenceph. Clin. Neurophysiol.*, Vol. 98, N°. 4, pp. 281-293, Abril 1996.
- [Pfur97a] Pfurtscheller G., Neuper C., “Motor imagery activates primary sensorimotor area in humans”, *Neurosc. Lett.*, Vol. 239, N°. 2-3, pp. 65-68, Diciembre 1997.
- [Pfur97b] Pfurtscheller, G., Neuper, C., Flotzinger D., Pregenzer M., “EEG-based discrimination between imagination of right and left hand movement”, *Electroenceph. Clin. Neurophysiol.*, Vol. 103, N°. 6, pp. 642-651, Diciembre 1997.
- [Pfur98] Pfurtscheller G., Neuper C., Schlögl A., Lugger K., “Separability of EEG signals recorded during right and left motor imagery using adaptive autoregressive parameters”, *IEEE Trans. Rehab. Eng.*, Vol.6, N°. 3, pp. 316-325, Septiembre 1998.
- [Pfur99a] Pfurtscheller G., Pichler-Zlaudek K., Neuper C., “ERD and ERS in voluntary movement of different limbs” *Handbook of Electroenceph. and Clin. Neurophysiol., Event Related Desynchronization, Vol. 6, G.*

- Pfurtscheller and F.H.Lopes da Silva, Eds.*, pp. 245-268 Elsevier, Amsterdam, Holanda, 1999.
- [Pfur99b] Pfurtscheller G., Pichler-Zlaudek K., Neuper C., “Quantification of ERD and ERS in the time domain” *Handbook of Electroenceph. and Clin. Neurophysiol., Event Related Desynchronization, Vol. 6, G. Pfurtscheller and F.H.Lopes da Silva, Eds.*, pp. 89-105 Elsevier, Amsterdam, Holanda, 1999.
- [Pfur99c] Pfurtscheller G., Lopes da Silva F.H., “Functional meaning of event-related desynchronization (ERD) and synchronization (ERS)”, *Handbook of Electroenceph. and Clin. Neurophysiol., Event Related Desynchronization, Vol. 6, G. Pfurtscheller and F.H.Lopes da Silva, Eds.*, pp. 51-65 Elsevier, Amsterdam, Holanda, 1999.
- [Pfur00a] Pfurtscheller G., Guger C., Müller G., Neuper C., “Brain oscillations control hand orthosis in a tetraplegic”, *Neurosc. Letter*, Vol. 292, N° 3, pp. 211-214, Octubre 2000.
- [Pfur00b] Pfurtscheller G., Neuper C., Guger C., Harkam W., Ramoser H., Schlogl A., Obermaier B., Pregenzer M., “Current trends in Graz Brain-Computer Interface (BCI) research”, *IEEE Trans. Rehab. Eng.*, Vol.8, N° 2, pp. 216-220. Junio 2000.
- [Pfur01] Pfurtscheller G., Neuper C., “Motor imagery and direct brain-computer communication”, *Proc. of the IEEE.*, Vol. 89, N° 7, pp. 1123-1134, Julio 2001.
- [Pita01] Pita Fernández S., “Determinación del tamaño muestral”, *Metodología de investigación*, Marzo 2001. Disponible en <http://www.fisterra.com/mbe/investiga/index.asp>.
- [Pine00] Pineda J.A., Allison B.Z., Vankov A., “The effect of self-movement, observation, and imagination on μ rhythms and readiness potentials (PR's): toward a Brain-Computer Interface (BCI)”. *IEEE Trans. Rehab. Eng.*, Vol. 8, N° 2, pp. 219-222, Junio 2000.
- [Pine03] Pineda J.A., Silverman D.S., Vankov, Estense J., “Learning to control brain rhythms: Making a Brain-computer interface possible”, *IEEE Trans. Neural Syst. and Rehab. Eng.*, Vol. 11, N° 2, pp. 181-184, Junio 2003.
- [Pola97] Polak M., Kostov A., “Development of brain-computer interface: preliminary results”, *Proc. of the 19th International Conference-IEEE/EMBS*, pp. 1543-1546, Chicago, USA, Octubre 1997.
- [Preg94] Pregenzer M., Pfurtscheller G., Flotzinger D., “Automated feature selection with a distinction sensitive learning vector quantizer”, *Neurocomputing*, Vol. 11, N° 1, pp. 19-29, Mayo 1996.

Referencias

- [Preg95] Pregenzer M., Pfurscheller G., Andrew C., "Improvement of EEG classification with a subject specific feature selection", *Proc. European Symp. Artificial Neural Networks ESANN'95*, pp. 247-252, Bruselas, Bélgica, Abril 1995.
- [Preg96] Pregenzer M., Flotzinger D., Pfurscheller G., "Distinction Sensitive Learning Vector Quantisation- a new noise-insensitive classification method", *IEEE World Congress on Computational Intelligence.*, Vol. 5, pp. 2890-2894, Orlando, Junio 1994.
- [Preg99] Pregenzer M., Pfurtscheller G., "Frequency component selection for an EEG-based brain to computer interface", *IEEE Trans. Rehab. Eng.*, Vol. 7, Nº. 4, pp. 413-419, Diciembre 1999.
- [Ramo00] Ramoser H., Müller-Gerking J., Pfurtscheller G., "Optimal spatial filtering of single-trial EEG during imagined hand movement", *IEEE Trans. Rehab. Eng.*, Vol. 8, Nº. 4, pp. 441-446, Diciembre 2000.
- [Riva03] Riva G., Davide F., Ijsselsteijn W.A., *Eds.*, Being There: Concepts, effects and measurements of user presence in synthetic environments, IOS Press., Amsterdam, Holanda, 2003.
- [Ron01] Ron Angevin R., García Berdonés C., Díaz Estrella A., "Desarrollo de un interfaz cerebro-computadora", *Actas de URSI'01*, pp. 401-402, Villaviciosa de Odón, España, Septiembre 2001.
- [Ron02] Ron Angevin R., García Berdonés C., Reyes Lecuona A., Díaz Estrella A., "The importance of training in a brain-computer interface", *Proc. of the TELECOM'02*, Reference 11-3, Santiago de Cuba, Cuba, Julio 2002.
- [Ron04a] Ron R., García C., Reyes A., Diaz A., "Parameter study for improving training quality in Brain-Computer Interface", *Proc. of the 2º International IASTED Conference on Biomedical Engineering*, pp. 448-453, Innsbruck, Austria, Febrero 2004.
- [Ron04b] Ron Angevin R., Díaz Estrella A., Reyes Lecuona A., "Problemática de las Interfaces Cerebro-Computadora", *Actas de INTERACCIÓN'04*, pp. 48-51, Lleida, España, Mayo 2004.
- [Ron04c] Ron Angevin R., Reyes Lecuona A., Díaz Estrella A., "The use of virtual reality to improve BCI training techniques", *Proc. of the 2º Inter. Brain-Computer Interface Workshop and Training Course*, pp. 79-80, Publicado en *Biomedizinische Technik*, Vol. 49, Nº.1, Graz, Austria, Septiembre 2004.
- [Ron05] Ron Angevin R., Díaz Estrella A., Reyes-Lecuona A., "Development of a Brain-Computer Interface (BCI) based on virtual reality to improve training techniques", *Applied Technologies in Medicine and Neuroscience*, Bullinger, A., Wiederhold, B., Meise U., Mueller-Spahn

- F., Eds., pp.13-20, Verlag Integrative Psychiatrie, Innsbruck, Austria, 2005.
- [Salm84] Salmoni A.W., Schmidt R.A., Walter C.B., “Knowledge of results and motor learning: a review and critical reappraisal”, *Psychol. Bull.*, Vol. 95, Nº. 3, pp. 355-386, Mayo 1984.
- [Sanc93] Sánchez M.A., “¿Qué es eso llamado usabilidad?” *Boletín Factores humanos, Telefónica Investigación y Desarrollo*, Nº. 1, Abril 1993. Disponible en <http://www.tid.es/presencia/boletin/boletin1/art0013.htm#sub>.
- [Scha04] Schalk G., McFarland D.J., Hinterberger T., Birbaumer N., Wolpaw J.R., “BCI2000: a general-purpose brain-computer interface (BCI) system”, *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, Vol. 51, Nº 6, pp. 1034 – 1043, Junio 2004.
- [Schl97a] Schlögl A., Flotzinger D., Pfurtscheller G., “Adaptive autoregressive modeling used for single-trial EEG classification”, *Biomed. Technik*, Vol. 42, Nº. 6, pp. 162-167, Junio 1997.
- [Schl97b] Schlögl A., Pfurtscheller G., Neuper C., “Subject specific EEG patterns during motor imaginary”, *Proc. of 19th International Conference IEEE/EMBS*, pp. 1530-1532, Chicago, USA, Octubre 1997.
- [Schl97c] Schlögl A., Lugger K. Pfurtscheller G., “Using adaptive autoregressive parameters for a brain-computer-interface experiments”, *Proc. of 19th International Conference IEEE/EMBS*, pp. 1533-1535, Chicago, USA, Octubre 1997.
- [Schl01] Schlögl A., “A new linear classification method for an EEG-based Brain-Computer Interface”, *Technical Report*, 2001. Disponible en http://www.dpmi.tu-graz.ac.at/%7Eeschloegl/publications/MDBC_classifier.pdf.
- [Shei03] Sheikh H., McFarland D.J., Sarnacki W.A., Wolpaw J.R., “Electroencephalographic (EEG)-based communication: EEG control versus system performance in humans”, *Neuroscience letters*, Vol. 345, Nº. 2, pp. 89-92, Julio 2003.
- [Ster96] Sternberg R.J., Investigar en psicología, *Ediciones Paidós Ibérica* Barcelona, España, 1996.
- [Sutt92] Sutter EE., “The brain response interface: communication through visually-induced electrical brain response”, *Journal of Microcomputer Application*, Vol. 15, Nº. 1, pp. 31-45, Enero 1992.
- [Toul78] Toulouse E., Piéron H., Manual prueba perceptiva y de atención, *Publicaciones de Psicología Aplicada, TEA Ediciones, S.A.*, Madrid, España, 1978.

Referencias

- [Vaug96] Vaughan T., Wolpaw J., Donchin E., "EEG-Based communication: Prospects and Problems", *IEEE Trans. Rehab. Eng.*, Vol. 4, No. 4, pp. 425-430, Diciembre 1996.
- [Vaug03] Vaughan T.M., "Guest editorial brain-computer interface technology: a review of the second international meeting", *IEEE Trans. Rehab. Eng.*, Vol. 11, N° 2, pp. 94-109, Junio 2003.
- [Webs98] Webster J. G., Medical Instrumentation. Application and Design, John Wiley & Sons, second edition, Nueva York, 1998.
- [Wolp86] Wolpaw J.R., McFarland D.J., Cacace A.T., "Preliminary studies for a direct brain-to-computer parallel interface", *M.S. Neff and J. Sinocchi (Eds.), Projects for Person with Disabilities* (IBM Technical Symposium), pp. 11-20, 1986.
- [Wolp91] Wolpaw J.R., Mc Farland D.J., Neat G.W., Forneris C.A., "An EEG-based brain-computer interface for cursor control", *Electroenceph. Clin. Neurophysiol.*, Vol. 78, N° 3, pp. 252-259, Marzo 1991.
- [Wolp94] Wolpaw J.R., McFarland D.J., "Multichannel EEG-based brain-computer communication", *Electroenceph. Clin. Neurophysiol.*, Vol. 90, N° 6, pp. 444-449, Junio 1994.
- [Wolp98] Wolpaw J.R., Ramoser H., McFarland D.J., Pfurtscheller G., "EEG-based communication: Improved accuracy by Response Verification", *IEEE Trans. Rehab. Eng.*, Vol. 6, N° 3, pp. 326-333, Septiembre 1998.
- [Wolp00a] Wolpaw J.R., Birbaumer N., Heetderks W. J., McFarland D.J., Peckham P.H., Schalk G., Donchin E., Quatrano L.A., Robinson C.J., Vaughan T.M., "Brain-computer interface technology: a review of the first international meeting", *IEEE Trans. Rehab. Eng.*, Vol. 8, N° 2, pp. 164-173, Junio 2000.
- [Wolp00b] Wolpaw J.R., McFarland D.J., Vaughan T.M., "Brain-computer interface research at the Wadsworth Center", *IEEE Trans. Rehab. Eng.*, Vol. 8, N° 2, pp. 222-226, Junio 2000.
- [Wolp02] Wolpaw J. R., Birbaumer N., McFarland D. J., Pfurtscheller G., Vaughan T. M. "Brain-computer interfaces for communication and control" *Clinical Neurophysiology*, Vol. 113, N° 6, pp. 767-791, Junio 2002.
- [Wolp04] Wolpaw J.R., "Brain-Computer interfacec (BCIs) for communication and control: Current status", *Proc. of the 2° Inter. Brain-Computer Interface Workshop and Training Course*, pp. 29-32, Graz, Austria, Septiembre 2004.
- [Worl] WorldToolKit Release 9. Disponible en <http://sense8.sierraweb.net>.